

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Desarrollo de un sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea para el
equipo de soporte artificial de placenta humana

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

David Fernando Gómez Pérez

Josué Guillermo Barahona Zhingri

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2018

DEDICATORIA

El desarrollo de este proyecto está dedicado a mis padres, los cuales desde mi infancia me educaron por el buen camino y el buscar siempre la superación; a mis abuelos quienes siempre han estado allí para apoyarme y animarme; y, a mi esposa e hija quienes fueron mi motor y sustento para continuar y no detenerme en el camino.

Josué Guillermo Barahona Zhingri

Este proyecto está dedicado a mi madre y hermano, quienes me han inculcado los valores que rigen mi vida y han sido mi motivación y fortaleza para cumplir mis metas; y a mis amigos, quienes me han apoyado con sus consejos durante todo este tiempo.

David Fernando Gómez Pérez

AGRADECIMIENTOS

A Dios por guiarnos y permitirnos completar una etapa más de nuestras vidas.

Agradecemos a Francis R. Loayza, por guiarnos durante el desarrollo de nuestro proyecto.

Josué Barahona y David Gómez

A mis padres Guillermo Barahona y Alexandra Zhingri y mis abuelos Luis Alfredo Zhingri y Angela Media por su eterna paciencia y apoyo incondicional; a mi hermano José Daniel Barahona por apoyarme durante el desarrollo del proyecto siempre dispuesto a ayudarme cuando sea necesario.

Josué Guillermo Barahona Zhingri

A mi madre, Rosa Pérez y a mi hermano, Víctor León, por todo el amor y comprensión que me han brindado y por ser mis ejemplos de esfuerzo, dedicación y superación.

David Fernando Gómez Pérez

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; David Fernando Gómez Pérez y Josué Guillermo Barahona Zhingri y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



David Gómez Pérez



Josué Barahona Zhingri

EVALUADORES



Francis R. Loayza
PROFESOR DE LA MATERIA



Francis R. Loayza
PROFESOR TUTOR

RESUMEN

El laboratorio de Neurociencias y Bioingeniería de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL), en colaboración con el Hospital de la Mujer *Alfredo G. Paulson*, construyó un sistema para el soporte artificial de placenta humana con el objetivo de permitir la realización de experimentos de transferencia de virus y anticuerpos a nivel placentario. Debido a la naturaleza de los experimentos, existe contaminación en las líneas de oxigenación por lo que deben reemplazarse para la realización de cada prueba. Adicionalmente, las bombas utilizadas dañan el tejido placentario al estar sobredimensionadas para los flujos requeridos de 4 y 12 mL/min. El presente trabajo propone el diseño y construcción de una bomba peristáltica y dos tipos de oxigenadores: uno de burbuja y otro de membrana impresa en 3D. La bomba consistió en un sistema de levas-seguidores que comprimen el tubo con fluido desplazándolo de forma precisa. El oxigenador de burbuja se diseñó para generar burbujas de oxígeno que se difundan en el fluido y el de membrana opera por medio de la difusión del gas entre las paredes de éste. El diseño de la bomba realizado permite el uso de líneas desechables manteniendo la asepsia en las pruebas y el rango de flujo pulsante en la que opera fue de 1.15 a 28.9 mL/min. El diseño del oxigenador de burbuja permite el intercambio gaseoso entre el oxígeno y el dióxido de carbono generando una saturación de oxígeno del 99.99% y además puede ser esterilizado previniendo la contaminación entre cada experimento.

Palabras Clave: Perfusión placentaria, bomba peristáltica, oxigenador.

ABSTRACT

The Neurosciences and Bioengineering Laboratory of the Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL), in collaboration with the Alfredo G. Paulson Women's Hospital, built a system for the artificial support of human placenta with the objective of allowing experiments of transfer of virus and antibodies to placental level. Due to the nature of the experiments, there is contamination in the oxygenation lines, which is why they must be replaced in order to carry out each test. Additionally, the pumps used damage placental tissue by being oversized for the required flows of 4 and 12 mL / min. The present work proposes the design and construction of a peristaltic pump and two types of oxygenators: one of bubble and another of membrane printed in 3D. The pump consisted of a system of cams-followers that compress the tube with fluid moving it precisely. The bubble oxygenator was designed to generate oxygen bubbles that diffuse in the fluid and the membrane oxygen operates through the diffusion of gas between the walls of the latter. The design of the pump made allows the use of disposable lines maintaining asepsis in the tests and the pulsating flow range in which it operated was from 1.15 to 28.9 mL/min. The design of the bubble oxygenator allows the gaseous exchange between oxygen and carbon dioxide generating an oxygen saturation of 99.99% and can also be sterilized, preventing contamination between each experiment.

Keywords: *Placental perfusion, peristaltic pump, oxygenator*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS.....	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
ÍNDICE DE PLANOS.....	XI
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción	1
1.1 Descripción del problema	1
1.2 Justificación del proyecto	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo General	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	3
1.4 Marco teórico.....	4
1.4.1 Bomba peristáltica	5
1.4.2 Bomba centrífuga.....	7
1.4.3 Oxigenador	8
1.4.3.1 Oxigenador de burbuja	8
1.4.3.2 Oxigenador de membrana.....	10
CAPÍTULO 2.....	13
2. Metodología	13
2.1 Diseño conceptual.....	14
2.1.1 Alternativas de solución para el sistema de bombeo	15

2.1.1.1	Alternativa 1	15
2.1.1.2	Alternativa 2	16
2.1.1.3	Alternativa 3	17
2.1.2	Alternativas de solución para el sistema de oxigenación	17
2.1.2.1	Alternativa 1	17
2.1.2.2	Alternativa 2	18
2.1.2.3	Alternativa 3	19
2.1.3	Selección de la alternativa de solución	20
2.1.3.1	Selección de la solución para el sistema de bombeo	20
2.1.3.1	Selección de la solución para el sistema de oxigenación	20
2.2	Diseño detallado	21
2.2.1	Sistema de bombeo	21
2.2.2	Sistema de oxigenación	27
2.2.2.1	Oxigenador de burbuja	27
2.2.2.2	Oxigenador de membrana por impresión 3D	32
2.3	Pruebas de equipos	35
2.3.1	Selección del motor y calibración de la bomba peristáltica	35
2.3.2	Medición de la presión de salida en la bomba peristáltica	39
2.3.3	Medición de la concentración de oxígeno en el buffer	40
CAPÍTULO 3		42
3.	Resultados y análisis	42
3.1	Bomba peristáltica	42
3.1.1	Contorno de leva	42
3.1.2	Selección del motor	45
3.1.3	Control de la bomba peristáltica	46
3.2	Oxigenador de burbuja	49
3.3	Oxigenador de membrana por impresión 3D	50

3.4	Resultados de la calibración de la bomba peristáltica	51
3.5	Resultados de la medición de presión de salida en la bomba peristáltica.....	54
3.6	Resultados de la medición de concentración de oxígeno en el buffer.....	56
3.7	Bomba peristáltica y oxigenadores.....	57
3.8	Análisis de costos.....	59
3.8.1	Costo de fabricación de la bomba peristáltica	59
3.8.2	Costo de fabricación del oxigenador de burbuja	62
3.8.3	Costo de fabricación del oxigenador de membrana por impresión 3D.....	63
CAPÍTULO 4.....		64
4.	Conclusiones y recomendaciones	64
4.1	Conclusiones.....	64
4.2	Recomendaciones.....	65

BIBLIOGRAFÍA

APÉNDICES

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
OMS	Organización Mundial de la Salud
ZIKV	Virus del Zika
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
STPD	Standard Temperature, Pressure and Dry
PLA	Polylactic Acid
.stl	Standard Triangle Language
rpm	Revoluciones por minuto

SIMBOLOGÍA

pH	Concentración de hidrógeno
O ₂	Oxígeno
CO ₂	Dióxido de carbono
mL	Mililitro
L	Litros
min	Minutos
kPa	Kilo Pascales
mmHg	Milímetro de mercurio
PaO ₂	Presión parcial de oxígeno en sangre
PO ₂	Presión parcial de oxígeno
PCO ₂	Presión parcial de dióxido de carbono
O ₂ sat	Valor de saturación de oxihemoglobina
Hb	Hemoglobina
Q _G	Flujo de gas
Q _B	Flujo de sangre

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Sistema de circulación y oxigenación extracorpórea.....	4
Figura 1.2 Modelo convencional de una bomba peristáltica rotativa.	6
Figura 1.3 Diseño tipo de una bomba peristáltica lineal.	6
Figura 1.4 Bomba centrífuga para sangre de paletas.....	7
Figura 1.5 Bomba centrífuga para sangre de cono.	7
Figura 1.6 Esquema de un oxigenador de burbuja.....	9
Figura 1.7 Esquema de un oxigenador de membrana.....	11
Figura 2.1 Metodología a seguir para el proceso de diseño.....	14
Figura 2.2 Esquema de la alternativa 1 de la bomba.	15
Figura 2.3 Esquema de la alternativa 2 de la bomba.	16
Figura 2.4 Esquema de la alternativa 3 de la bomba.	17
Figura 2.5 Esquema de la alternativa 1 del oxigenador de burbuja.....	18
Figura 2.6 Esquema de la alternativa 2 del oxigenador de membrana a contraflujo	19
Figura 2.7 Esquema de la alternativa 3 del oxigenador de membrana de flujo cruzado	19
Figura 2.8 Contorno de la leva propuesto	23
Figura 2.9 Eje de transmisión del árbol de levas.	24
Figura 2.10 Seguidores en forma de dedos que presionaran al tubo	25
Figura 2.11 Lainas de acero	25
Figura 2.12 Esquema completo de la bomba peristáltica	26
Figura 2.13 Conjunto tubo rígido para generar el flujo pulsátil.	26
Figura 2.14 Conjunto completo bomba peristáltica y tubo rígido para generar vacío. ...	27
Figura 2.15 Tubo poroso	29
Figura 2.16 Cámara de mezclado	30
Figura 2.17 Tapa de la cámara de mezclado	31
Figura 2.18 Reservorio arterial	31
Figura 2.19 Oxigenador de burbuja	32
Figura 2.20 Arreglo tubular	33
Figura 2.21 Carcasa	34
Figura 2.22 Tapa de la carcasa.....	34
Figura 2.23 Oxigenador de membrana por impresión 3D.....	35
Figura 2.24 Esquema de la medición de fuerza	36

Figura 2.25 Esquema general de un encoder con un disco ranurado.	37
Figura 2.26 Disco ranurado para generar los pulsos en el encoder.	37
Figura 2.27 Disposición de los instrumentos para calibrar la bomba.....	39
Figura 2.28 Esquema de la bomba conectada al sensor de presión	40
Figura 2.29 Esquema de la prueba de oxigenación	41
Figura 3.1 Curva de posición	42
Figura 3.2 Curvas del contorno de las levas.....	43
Figura 3.3 Curva de la aceleración.....	43
Figura 3.4 Contorno de la leva generado en MATLAB®	44
Figura 3.5 Contorno de la leva	44
Figura 3.6 Explosión en 3D de la bomba peristáltica.....	46
Figura 3.7 Motor Driver TB6600 para el control del motor nema 23.....	47
Figura 3.8 Sensor Encoder óptico	48
Figura 3.9 Pantalla LCD Keypad Shield	48
Figura 3.10 Circuito para controlar el motor solo con el stepper Motor Driver.....	49
Figura 3.11 Circuito para controlar la velocidad del motor con un potenciómetro.	49
Figura 3.12 Explosión en 3D del oxigenador de burbuja	50
Figura 3.13 Explosión en 3D del oxigenador de membrana por impresión 3D.....	51
Figura 3.14 Curva de calibración de la bomba peristáltica	53
Figura 3.15 Circuito amplificador de señal para el sensor PendoTech.....	54
Figura 3.16 Curva de presión 2 ml/min en la bomba peristáltica	55
Figura 3.17 Curva de presión a 8,5 ml/min en la bomba peristáltica	56
Figura 3.18 Bomba peristáltica	57
Figura 3.19 Oxigenador de burbuja	58
Figura 3.20 Oxigenador de membrana por impresión 3D.....	59

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Consideraciones y especificaciones de diseño de la bomba	14
Tabla 2.2 Consideraciones y especificaciones de diseño del oxigenador	15
Tabla 2.3 Matriz de decisión para el sistema de bombeo.....	20
Tabla 2.4 Matriz de decisión para el sistema de oxigenación.....	21
Tabla 2.5 Diámetros, número y área de intercambio de las burbujas.....	27
Tabla 2.6 Tabla de datos para la calibración de la bomba	38
Tabla 2.7 Tabla de datos para la medición de concentración de oxígeno	41
Tabla 3.1 Caudales obtenidos por la bomba peristáltica	52
Tabla 3.2 Medición de la concentración de oxígeno.....	56
Tabla 3.3 Costos de insumos para la bomba peristáltica	60
Tabla 3.4 Costos de manufactura para la bomba peristáltica.....	60
Tabla 3.5 Costos de los componentes electrónicos para la bomba peristáltica.....	60
Tabla 3.6 Costos de impresión de piezas para la bomba peristáltica	61
Tabla 3.7 Costos de fabricación de la bomba peristáltica	62
Tabla 3.8 Costos de materiales para el oxigenador de burbuja.....	62
Tabla 3.9 Costos de manufactura para el oxigenador de burbuja	62
Tabla 3.10 Costos de impresión de piezas para el oxigenador de burbuja	62
Tabla 3.11 Costos de fabricación del oxigenador de burbuja	63
Tabla 3.12 Costos de impresión para el oxigenador de membrana	63

ÍNDICE DE PLANOS

PLANO 1 Bomba peristáltica

PLANO 2 Oxigenador de burbuja

PLANO 3 Oxigenador de membrana por impresión 3D

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

El virus del Zika (ZIKV) es un flavivirus transmitido por mosquitos hematófagos del género *Aedes*. Fue identificado por primera vez en 1947 en Uganda, en concreto, en el Valle del Zika. Se caracteriza por causar fiebre, mialgia, eritema, artralgia y erupción maculopapular, sin embargo, adquirió mayor importancia a nivel mundial por los efectos que ocasiona en mujeres embarazadas (Mlakar et al., 2016). La Organización Mundial de la Salud (OMS) emitió una alerta epidemiológica sobre la relación de la infección del ZIKV con malformaciones congénitas así, por ejemplo, microcefalia (Ventura, Maia, Bravo-Filho, Góis, & Belfort, 2016).

Con respecto a esta problemática, el laboratorio de Neurociencias y Bioingeniería de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) construyó un sistema para el soporte artificial de placenta humana con el objetivo de permitir la realización de experimentos de transferencia de virus y anticuerpos a nivel placentario. El equipo desarrollado tiene la capacidad para simular las condiciones fisiológicas de las placentas humanas contando con el control de temperatura, medición de pH a nivel fetal y materno e incorporando conexiones para bombas peristálticas y oxigenadores de fluido sanguíneo externos pertenecientes al Hospital de la Mujer *Alfredo G. Paulson* (Litardo Mosquera, 2018).

1.1 Descripción del problema

El equipo de soporte artificial de placenta requiere de un sistema de bombeo y oxigenación tanto para la parte materna como para la parte del feto ya que estos equipos son autónomos y propiedad del Hospital de la Mujer *Alfredo G. Paulson*. El oxigenador utilizado en el quirófano se caracteriza por ser de membrana micro porosa teniendo un tiempo límite de aproximadamente 24 horas de uso debido a la generación una capa proteica en la superficie de la membrana que genera la obstrucción de los pequeños poros y, por ende, impide el paso del oxígeno a la sangre. Adicionalmente, considerando que el equipo está diseñado para experimentar con diversos virus y anticuerpos, para cada experimento se requerirá el reemplazo del dispositivo y de todo el

sistema de circulación para evitar la contaminación durante experimentos diferentes. Esta situación es desfavorable por el excesivo costo de adquisición del oxigenador, que actualmente se lo consigue en el mercado ecuatoriano por USD ~770.00.

Por otro lado, el sistema de bombeo utilizado no refleja de forma precisa la presión y el flujo sanguíneo humano, situación que limita las horas de trabajo ya que después de cierto tiempo el órgano en este caso la placenta, comienza a fallar y descomponerse debido a que no se encuentra en las condiciones normales del sistema de circulación humana, además después del arranque en función del flujo y presión requerida, puede tomar alrededor de 5 minutos o más para estabilizarse estos parámetros. Por otro lado, el sistema de bombeo y oxigenación está diseñado para usarse en el quirófano y para todo el sistema circulatorio de un humano, no obstante, se necesita irrigar un cotiledón que es 20 veces más pequeño que la placenta.

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño, construcción e implementación de un sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea para el equipo de soporte artificial de placenta humana que cumpla con los requerimientos de los experimentos a realizar.

1.2 Justificación del proyecto

Los equipos por desarrollarse en este proyecto se encuentran disponibles en el mercado, pero resultan ser muy costosos sobre todo el oxigenador, debido a que su campo de aplicación es de uso exclusivo en el quirófano. Cabe resaltar que este equipo está en contacto directo con la sangre del paciente y debido al tipo de experimento también estará en contacto con un virus, por lo que es necesario reemplazarlo para cada experimento. Adicionalmente los oxigenadores comerciales están diseñados para simular la función de los pulmones del cuerpo humano y reemplazarlo durante ciertas operaciones, por el contrario, para este proyecto es requerido oxigenar a un cotiledón de placenta humana, el cual presenta aproximadamente el 1% del peso total de un humano, por tanto, sé que requerirá proporcionalmente de un oxigenador mucho más pequeño de los que se consiguen comercialmente.

En cuanto a la bomba peristáltica, su precisión de flujo y presión se encuentra alrededor del 5% (Kd Scientific, 2018) y genera un flujo elevado de fluido en comparación al que debe fluir por el cotiledón de la placenta lo que genera un rápido deterioro de esta; además, no simulan correctamente la presión sanguínea, es por esto, que se requiere una bomba con una mejor precisión y menor tamaño.

Los equipos que se pretenden desarrollar son de uso específico en el laboratorio, lo que implica que deben ser fácil de sustitución en cada experimento y a un costo no muy elevado. Además, debe permitir que un flujo de fluido sanguíneo sea mucho más bajo de los comerciales y una mejor aproximación a la presión sanguínea, de ahí que sea necesario un sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea con equipos de menor tamaño, mayor precisión que permitan la experimentación pertinente a un mejor costo por experimento.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Construir un sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea para el equipo de soporte artificial de placenta humana desarrollado por el laboratorio de Neurociencias y Bioingeniería de la ESPOL.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar y construir un sistema de bombeo compuesto por dos bombas peristálticas para la recirculación de fluido sanguíneo en las líneas materna y fetal del equipo de soporte artificial de placenta humana que simulen la presión sanguínea.
2. Diseñar y construir un sistema de oxigenación de fluido sanguíneo de fácil reemplazo para la realización de experimentos.
3. Implementar del sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea en el equipo de soporte artificial de placenta humana.

1.4 Marco teórico

La circulación extracorpórea es un estado controlado que permite realizar la circulación y oxigenación de la sangre de forma externa sin la intervención del sistema cardiopulmonar humano. Este estado se lo lleva a cabo mediante un circuito venoso-arterial extrayéndose la sangre del extremo venoso, oxigenándola por medio de un oxigenador e impulsándosela con una bomba hacia el sistema arterial (Guzmán & Murillo, 1990). Para este procedimiento el cirujano lleva una cánula hacia la vena cava que es conectada a una tubería en la cual la sangre se mezcla con una solución de cristaloideos isotónicos, para mantener el flujo y que este sea pulsante pasa por una bomba peristáltica que lleva a la sangre a un oxigenador que hace las veces de los pulmones. A continuación, se requiere que mantenga una temperatura estable de alrededor de 28°C – 32°C, por lo cual pasa por un intercambiador de calor para finalmente regresar al cuerpo ingresando por la arteria femoral (Figura 1.1) (Pardell, 2018).

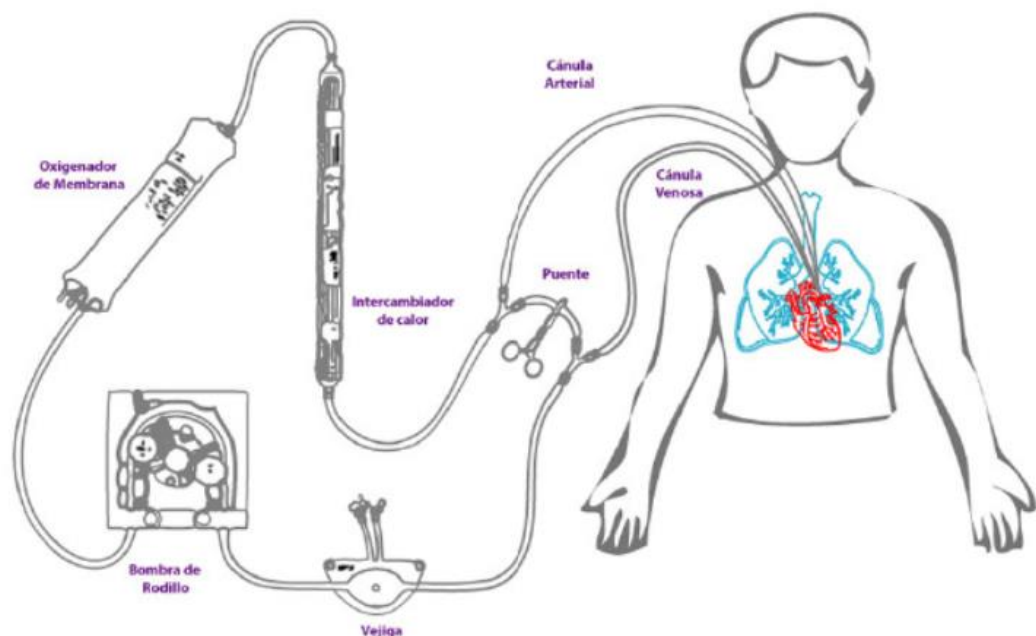


Figura 1.1 Sistema de circulación y oxigenación extracorpórea.

En la figura (Gómez, 2018) se indica como el flujo sanguíneo parte del corazón a un reservorio o vejiga artificial, luego es impulsado mediante una bomba peristáltica circular al oxigenador de membrana que como su nombre lo indica oxigena la sangre. Posteriormente se dirige hacia un intercambiador de calor para calentar la sangre, después de este punto se dirige de nuevo al corazón. Tanto el conducto de salida como de llegada de la sangre se encuentran conectados por un puente en donde se estrangula la sangre con la ayuda de unas pinzas.

El sistema de bombeo que comúnmente se usa son las bombas peristálticas y las bombas centrífugas y en cuanto a la oxigenación, se suelen usar de fibra hueca (hollow fiber) y de burbuja. Sin embargo, existen muchos tipos de oxigenadores que emplean diversos mecanismos para permitir el ingreso de oxígeno a la sangre (Guzmán & Murillo, 1990).

1.4.1 Bomba peristáltica

Una bomba peristáltica es un tipo de bomba de desplazamiento positivo con la particularidad de que el fluido no entra en contacto con el aire exterior y con los componentes de la bomba puesto que su funcionamiento se basa en la peristalsis que es el transporte de fluido generado por contracciones secuenciales que generan una onda de compresión que inducen el movimiento del fluido por un tubo flexible; el cual puede ser reemplazado de tal manera que se evita la contaminación cruzada al momento de utilizarse el fluido sanguíneo de un nuevo paciente (Berg & Dallas, 2013). La presión a la que trabajan va a de 0 a 30 psi con flujos que pueden variar entre 200 a 6000 ml/min de acuerdo con la velocidad del rotor con una precisión entre el 5% - 10% (Kd Scientific, 2018). Existen dos tipos de bombas peristálticas: las rotativas (Figura 1.2) y las lineales (Figura 1.3), ambas funcionando bajo el mismo principio de la peristalsis generando un flujo fisiológico y pulsátil que simula los latidos del corazón.

Las bombas peristálticas rotativas o de rodillo están formadas por un cuerpo o carcasa curva en la cual va asentado un tubo flexible. En el centro que describe la sección curva se encuentra un rotor en el cual van montados un conjunto de rodillos a sus extremos que comprimen una o varias secciones del tubo y empuja el fluido sanguíneo de manera continua. La velocidad del flujo de sangre es dependiente de las revoluciones por minuto del rotor de la bomba, de cuanto volumen se desplaza y el diámetro del tubo. Cabe recalcar que, durante el funcionamiento de la bomba, la tubería en la sección curva no deja de ser presionada en al menos un punto ya que esto genera un fuerte vacío que conduce al fluido al interior de la bomba. De no ser así provocaría que el fluido se regresara y no se

mantenga continuo el flujo sanguíneo y decaería la presión arterial que se busca (Cooley, 1987).

En cambio, en las bombas peristálticas lineales el tubo es colocado en un canal sobre el cual un conjunto de actuadores o rodillos denominados “dedos” comprimen y empujan el fluido mediante movimientos oscilatorios continuos a lo largo de una sección del tubo. Estas bombas entregan un flujo más preciso entre el 3% al 5% que las bombas rotativas ya que se puede controlar la presión que ejercen los “dedos” sobre él tubo y el desgaste generado en el tubo es menor, lo que la hace muy utilizada cuando es requerido aplicar un medicamento vía intravenosa (Dorantes & Sanchez, 1994).

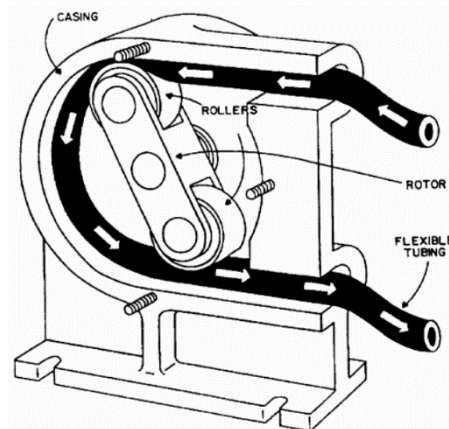


Figura 1.2 Modelo convencional de una bomba peristáltica rotativa.
Fuente: (Haman & Zazueta, 2017)

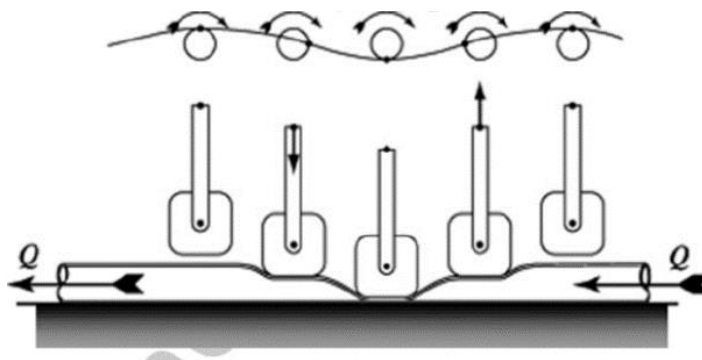


Figura 1.3 Diseño tipo de una bomba peristáltica lineal.
Fuente: (Berg & Dallas, 2013)

1.4.2 Bomba centrífuga

En una bomba centrífuga el fluido entra por el centro de la bomba y mediante la fuerza centrífuga generada por paletas giratorias el flujo de fluido sale tangencialmente. Este tipo de bombas pueden direccionar la sangre ya sea mediante un conjunto de paletas giratorias sobre un rotor (Figura 1.4) o de cono concéntrico dispuestas dentro de una coraza. El rotor o la base consta de un imán que se une a otro ubicado en el rotor de un motor sobre una consola de mandos que permite variar la velocidad del rotor de la cual depende la presión y velocidad del flujo sanguíneo, generándose un flujo laminar de naturaleza no oclusiva. El flujo es controlado de acuerdo con el flujo sanguíneo de cada paciente mediante un dispositivo ubicado en la cánula de salida (Morales Pérez, 2009). Este tipo de bombas giran altas velocidades entre 2000 y 3000 RPM. (Kurusz, High, Stammers, & Toomasian, 2003)



Figura 1.4 Bomba centrífuga para sangre de paletas.
Fuente: (Braille Biomédica, 2017)



Figura 1.5 Bomba centrífuga para sangre de cono.
Fuente: (Medtronic Italia S.p.A, 2017)

1.4.3 Oxigenador

Un oxigenador es un dispositivo que permite la oxigenación y el retiro del dióxido de carbono de la sangre sin la intervención de los pulmones. La sangre venosa con escaso contenido de oxígeno (O_2) y elevada concentración de dióxido de carbono (CO_2) ingresa al equipo ocurriendo el intercambio gaseoso con el gas de barrido y finalmente, lo abandona ya oxigenada (Yeager & Roy, 2017).

Existen diversos tipos de oxigenadores diferenciándose únicamente en el mecanismo que utilizan para llevar a cabo su función. Entre los más utilizados se encuentran los de burbuja y los de tipo membrana.

1.4.3.1 Oxigenador de burbuja

Los oxigenadores de burbujas son dispositivos que permiten el ingreso directo de oxígeno a la sangre por medio de pequeñas burbujas. Se caracterizan por presentar un diseño sencillo compuesto por una cámara de mezclado, un intercambiador de calor, una sección antiespumante y un reservorio arterial como se muestra en la Figura 1.6. El principio básico del oxigenador es el paso de la sangre venosa a un compartimiento de mezclado en donde pequeñas burbujas de O_2 , formadas al atravesar una placa con orificios, se mezclarán con el fluido formando espuma. Se proporciona suficiente tiempo en este proceso para que se produzca un adecuado intercambio de gases (High, Bashein, & Kurusz, 2000).

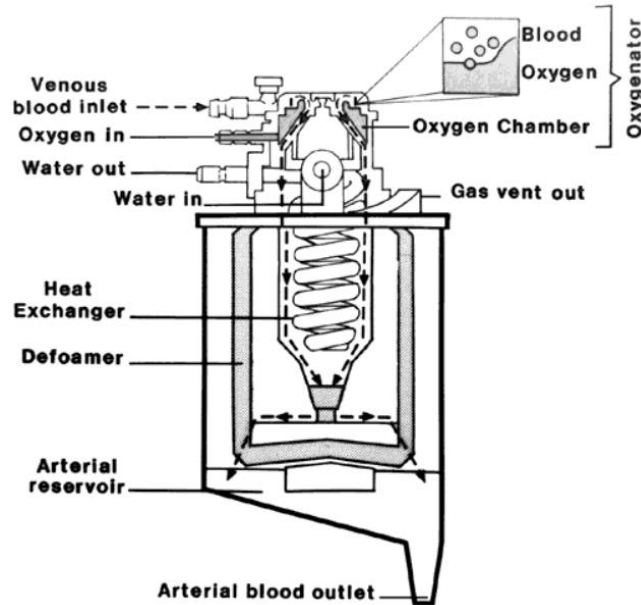


Figura 1.6 Esquema de un oxigenador de burbuja

En la figura (High et al., 2000) la sangre se deposita en una cámara mientras el oxígeno ingresa al mismo en forma de burbujas. A continuación, la sangre oxigenada y en forma de espuma pasa por el intercambiador de calor para luego llegar a una zona cubierta con antiespumante que altera la tensión superficial de las burbujas y volviéndola a un estado líquido. Finalmente, el fluido reposa en un recipiente para la eliminación de las burbujas restantes por la parte superior y por la parte inferior se lo extrae para su circulación.

A continuación, la espuma circula por el intercambiador de calor hasta llegar a la sección desespumante convirtiéndose en sangre líquida al entrar en contacto con la superficie cubierta con un antiespumante de silicona capaz de cambiar la tensión superficial de la burbuja provocando su colapso (Lake, 1985). Finalmente, la sangre se deposita en el reservorio arterial, eliminándose las burbujas restantes por la parte superior del mismo y extrayéndose esta por la parte inferior (High et al., 2000).

Con respecto a las características técnicas generales de los oxigenadores de burbuja, comúnmente son diseñados para operar con un flujo de sangre de 6L/min (Kessler & Patterson, 1970) debido que estudios posteriores demostraron que con un flujo entre 5 y 7 L/min se alcanza una presión parcial de oxígeno en sangre (PaO_2) de 35kPa, sugiriéndose una relación de flujo de oxígeno y flujo sanguíneo de 0.8. En caso de trabajar con un flujo entre 1 y 2 L/min, la relación recomendada sería de 1 (Bergdahl & Bjork, 1978).

Se debe agregar que el tamaño de las burbujas influye en el intercambio gaseoso entre el dióxido de carbono y el oxígeno. Una disminución del diámetro de las burbujas aumentará el área superficial de la interfaz sangre-gas, mejorando la transferencia de gas. No obstante, una reducción significativa restringirá la eliminación del dióxido de carbono, por lo tanto, el diámetro de la burbuja se establece en función de proporcionar una relación de eliminación de CO₂ y absorción de O₂ de 0.8 (High et al., 2000).

A pesar de que estos oxigenadores son muy simples, baratos y fáciles de usar, la introducción de burbujas genera altos traumas sanguíneos por las tensiones mecánicas produciendo efectos adversos en la sangre así, por ejemplo, deformaciones en las células rojas, daños a las células blancas, acumulación y coagulación de plaquetas causando embolia (Fraser, 2015).

1.4.3.2 Oxigenador de membrana

Los oxigenadores de membrana, elaborados con fibras huecas de polipropileno, son los dispositivos más utilizados en la actualidad en procedimientos médicos a causa de su elevada capacidad de transferencia de masa. Estos se caracterizan por ser empleados en los procedimientos quirúrgicos que requieran reemplazar la función pulmonar, por ejemplo, bypass cardiopulmonar (Nagase, Kohori, & Sakai, 2005).

La transferencia de gases a la sangre en el oxigenador se lleva a cabo por medio de la difusión, capacidad de las moléculas de pasar de una región de mayor concentración a otra de menor para lograr un equilibrio. A pesar de que la difusión es descrita como un proceso sencillo, en el oxigenador es más complejo puesto que el oxígeno debe atravesar la membrana microporosa, disolverse en el plasma de la sangre e ingresar

en los glóbulos rojos para unirse a la hemoglobina¹ (Hb) (Figura 1.7). La difusión del dióxido de carbono desde la sangre es más simple considerando que es aproximadamente 20 veces más soluble que el oxígeno por lo que puede eliminarse con facilidad por la diferencia de presión parcial² (fuerza que impulsa al gas a través de la membrana) (L. Souza & O. Elías, 2006).

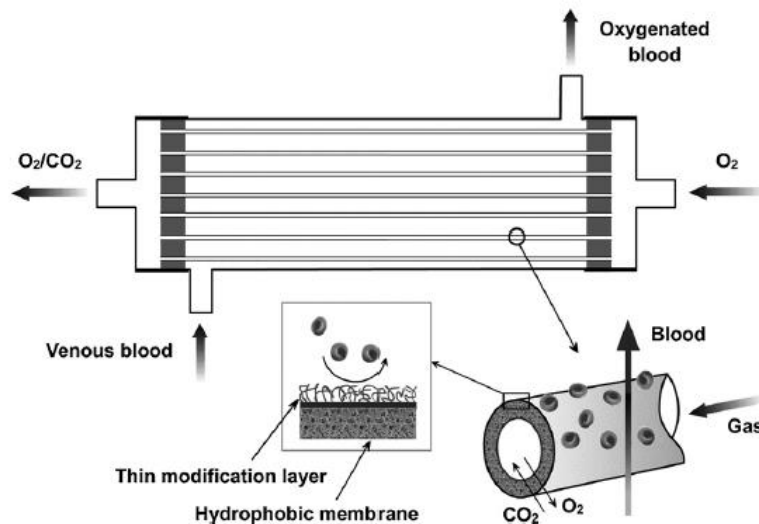


Figura 1.7 Esquema de un oxigenador de membrana

En la figura (Wan, Liu, & Xu, 2009) el oxígeno ingresa por las capilariadas de la membrana y producto de la diferencia de concentración ocurre el intercambio gaseoso entre el oxígeno y la sangre. Finalmente, la sangre oxigenada abandona el dispositivo por otro extremo y por el otro el dióxido de carbono y el oxígeno.

En general, un oxigenador de membrana está compuesto por una carcasa, las fibras huecas, y puertos de entrada y salida de fluidos. De acuerdo con el tipo de circulación de la sangre, los oxigenadores se clasifican en dos grupos:

- Circulación de la sangre en el interior de las fibras huecas: En este modelo mientras la sangre atraviesa el interior de la membrana, el gas circula alrededor de esta en direcciones opuestas. Existe un gradiente de presión causado por la resistencia generada por las fibras al paso de la sangre por lo que en ciertas ocasiones se puede

¹ Proteína presente en los glóbulos rojos que transporta el oxígeno hacia los tejidos (Encyclopædia Britannica, 2018)

² Fuerza que impulsa al gas a través de la membrana.

producir una trombosis en las fibras perjudicando el funcionamiento del oxigenador (Drummond et al., 2005).

- Circulación del gas en el interior de las fibras huecas: En este modelo, el gas pasa a través de la membrana mientras se encuentra sumergida en la sangre circundante. Esta configuración, a diferencia de la anterior, presenta un gradiente de presión entre la sangre y el gas menor reduciéndose el trauma a la sangre. Además, este método permite disminuir el área necesaria para a oxigenación (Drummond et al., 2005).

Típicamente, los diámetros de los poros de las membranas son menores a una micra para inhibir la fuga de fluidos a través de la superficie (Drummond et al., 2005). Si bien los oxigenadores de membranas son las más utilizadas, estas presentan problemas después de 6 horas de uso a causa de la acumulación de un revestimiento proteico producto de la infiltración del plasma en los microporos que asila la sangre del gas (Kurusz, High, Stammers, & Brindisi, 2002).

Por otra parte, los oxigenadores de membrana deben cumplir diversas condiciones establecidas por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (Association for the Advancement of Medical Instrumentation - AAMI). En su norma ANSI/AAMI/ISO 7199:2016-Cardiovascular implants and artificial organs - Blood gas exchangers (oxygenators) establecen que los oxigenadores diseñados deben utilizar un caudal máximo que produzca un incremento en el contenido de O_2 de 45 ml (STPD)/L y una disminución de CO_2 de 38 ml (STPD)/L. Ante estos requerimientos, se fijaron relaciones de flujo de gas (Q_G) y flujo de sangre (G_B) siendo estas 2:1, 1:1 y 0.5:1. Es por esto que, en la actualidad, cada fabricante puede diseñar diversos oxigenadores que puedan operar a diferentes caudales de sangre siempre y cuando se cumplan con las condiciones establecidas en la norma (Gaylor, Hickey, Bell, & Pei, 1994).

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

En esta sección se describe el proceso de diseño para llegar a la solución pertinente del problema descrito en el capítulo anterior. Cabe recalcar que el proceso de diseño se conforma de varias fases que permiten la evolución continua de la solución al problema, así mismo cada una de estas fases son diferentes, al igual que el número y tipo de actividades que predomina en cada fase (V. Krick, 2006). Mediante las fases del proceso de diseño de Krick en conjunto con las fases de diseño descrita por el libro de diseño de máquinas de Norton, en la Figura 2.1 se describen las fases del diseño que guían a este proyecto (Norton, 2011). Para el diseño del sistema de circulación y oxigenación extracorpórea hay que considerarse primero que el sistema de oxigenación que se va a diseñar en este trabajo, tanto por su tamaño como por sus características requeridas, no se encuentran en el mercado y además no hemos encontrado información relevante en la literatura que nos permita establecer un punto de partida para el diseño del oxigenador, es por esto que en este trabajo se diseñará y construirá dos tipos de oxigenadores (de burbuja y por impresión en 3D) para experimentar y decidir el sistema que mejor se comporta en función de los requerimientos de experimentación. El fluido que se va a impulsar y oxigenar es un buffer compuesto por 8.30 g NaCl, 0.42 g KCl, 0.19 g KH₂PO₄, 0.35 g MgSO₄, 0.44 g CaCl₂ por Litro (Correa Fierro, 2018).

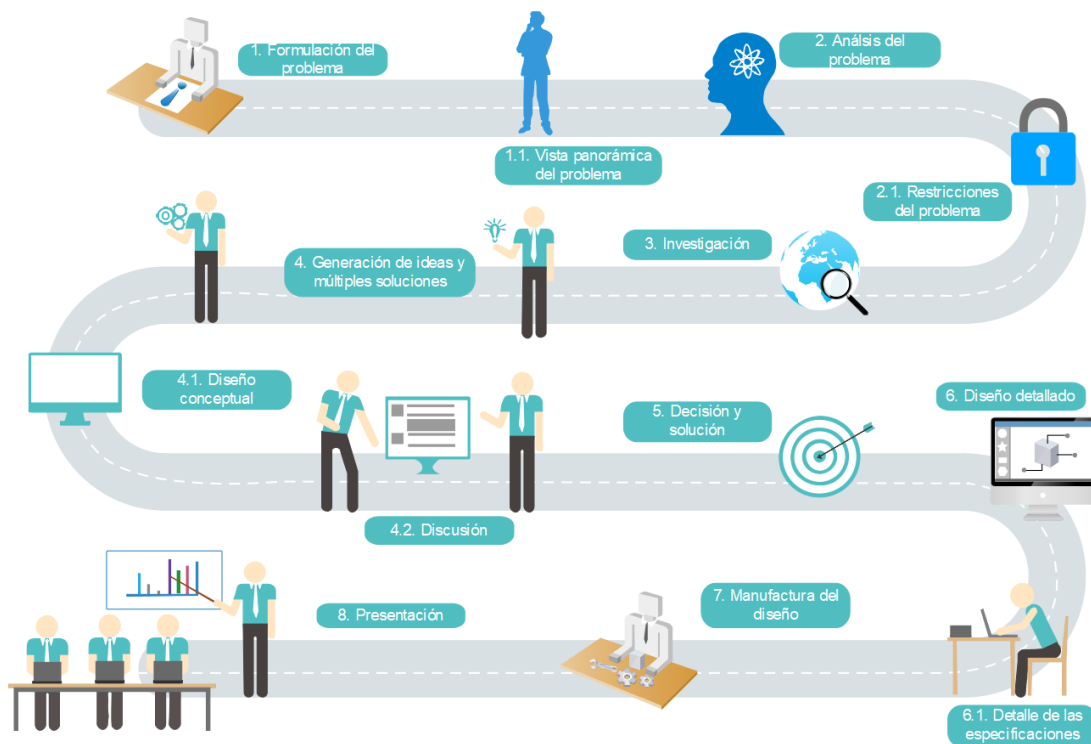


Figura 2.1 Metodología a seguir para el proceso de diseño.

2.1 Diseño conceptual

En esta fase se detallan las alternativas de solución para el diseño del sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea teniendo en cuenta las consideraciones y especificaciones descritas en las Tablas 2.1 y 2.2.

Tabla 2.1 Consideraciones y especificaciones de diseño de la bomba

Consideraciones	Especificaciones
Funcionalidad	Capaz de generar un caudal pulsante de 4 y 12 mL/min
Manufacturabilidad	Fácil construcción
Ruido	Debe ser mínimo
Mantenimiento	Fácil reparación
Limpieza	Debe ser esterilizable
Contacto con el fluido	No debe existir contacto directo con el fluido
Costo	Inferior a \$200

Tabla 2.2 Consideraciones y especificaciones de diseño del oxigenador

Consideraciones	Especificaciones
Funcionalidad	Capaz de oxigenar el fluido que circula a un caudal de 4 y 12 mL/min
Manufacturabilidad	Fácil construcción
Propiedades térmicas	Debe soportar 37 ± 2 °C
Mantenimiento	Fácil reparación
Biocompatibilidad	No debe alterar las propiedades fisiológicas del fluido
Limpieza	Debe ser esterilizable y/o reemplazable
Costo	Inferior a \$200

2.1.1 Alternativas de solución para el sistema de bombeo

2.1.1.1 Alternativa 1

En la Figura 2.2 encontramos la primera alternativa que consiste en una bomba peristáltica circular de dos rodillos que nos permiten cubrir mayor área de la tubería y asegurar un flujo más estable. Con el fin de regular la presión y por ende las pulsaciones se coloca un cilindro que genera vacío alrededor del tubo para inflarlo y comprimirlo a través de un sistema leva - pistón que controla la dirección del aire dentro del cilindro. Para impulsar tanto la bomba como a la leva se emplea un conjunto banda y polea para trabajar con un solo motor. Cabe destacar que el contorno de la leva dependerá de la variación de presión requerida. Mediante este equipo se asegura que la sangre no entre en contacto con los componentes de la bomba lo que reduce su mantenimiento.

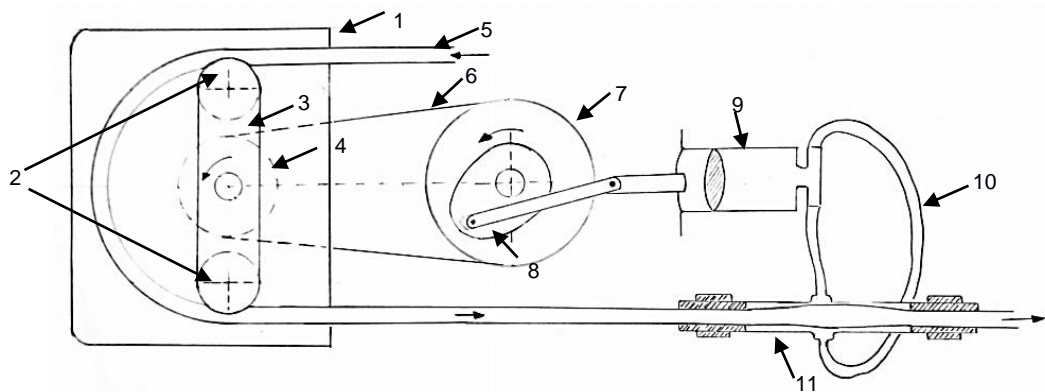


Figura 2.2 Esquema de la alternativa 1 de la bomba.

1.- Carcasa de la bomba. 2.- Rodillos de la bomba. 3.- acople rodillos – eje. 4.- polea impulsora. 5.- Tubería. 6.- banda. 7.- Polea de transmisión. 8.- leva. 9.- cilindro. 10.- tubo del cilindro. 11.- tubo rígido para generar vacío.

2.1.1.2 Alternativa 2

La Figura 2.3 muestra el esquema de la alternativa 2 que consiste en una bomba peristáltica lineal impulsada por un árbol de levas conectado a un motor. Las levas impulsan una placa de sección rectangular que genera presión sobre el tubo y junto a las demás placas generan un movimiento oscilatorio que impulsa el fluido con una mayor precisión que la bomba peristáltica circular y se asegura de igual manera que el fluido no entre en contacto con los competentes de la bomba. Con el fin de asegurar un el flujo pulsante se ajusta a la salida un cilindro que varía la presión alrededor del tubo. Debido a su movimiento oscilatorio podremos generar un flujo pulsante a la salida de la bomba.

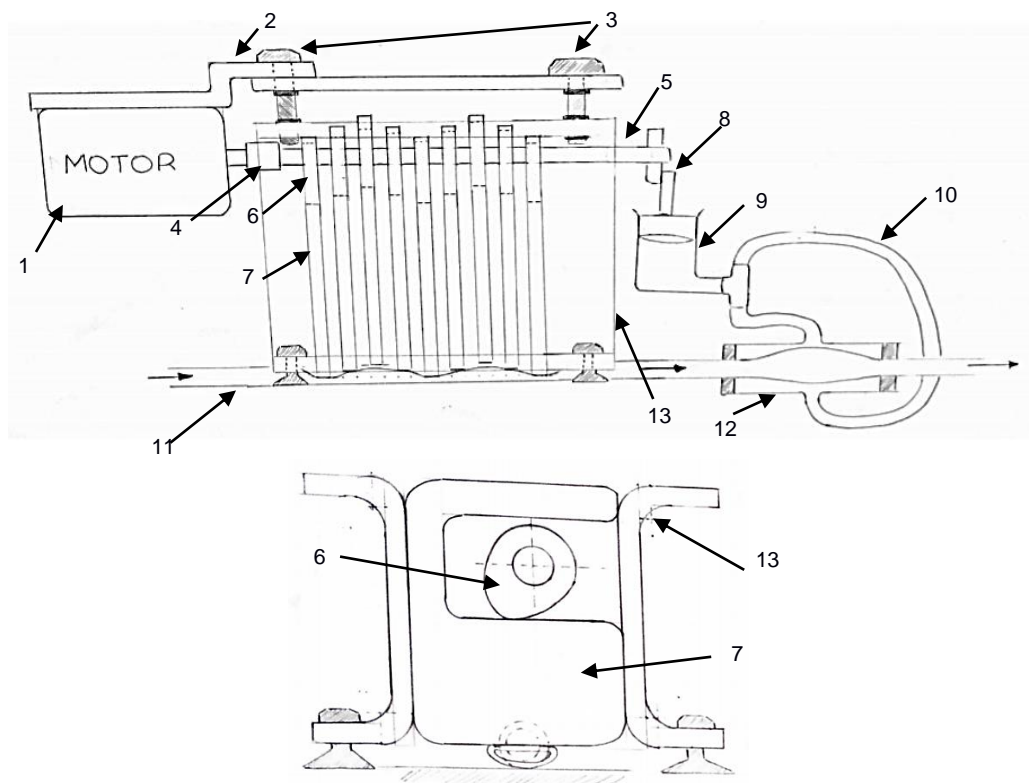


Figura 2.3 Esquema de la alternativa 2 de la bomba.

En la parte superior se presenta un esquema general del sistema y en la parte inferior una vista de la leva y seguidor que presionan al tubo. 1.- Motor. 2.- soporte motor. 3.- pernos de sujeción. 4.- acople motor – eje. 5.- eje. 6.- levas. 7.- dedos impulsados. 8.- sistema de transmisión. 9.- cilindro – pistón. 10.- tubería del cilindro. 11.- tubería del fluido. 12.- tubo rígido de vacío. 13.- Paredes de soporte.

2.1.1.3 Alternativa 3

En la Figura 2.4 se presenta la alternativa 3 que es un sistema de bombeo combinado formado por una bomba de lóbulos y una bomba de cilindro. La bomba de lóbulos genera el flujo continuo, mientras que la bomba de cilindro o pistón permite el flujo pulsante. Esta combinación permite mantener una buena combinación presión y flujo sanguíneo que debe haber en la arteria.

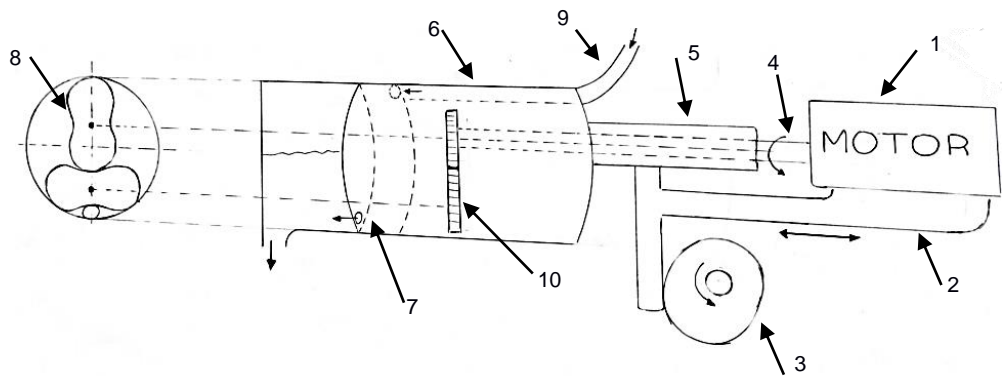


Figura 2.4 Esquema de la alternativa 3 de la bomba.

1.- Motor. 2.- base del motor. 3.- leva. 4.- eje de los lóbulos. 5.- embolo. 6.- cilindro. 7.- orificio de salida de la sangre. 8.- lóbulos. 9.- tubería del fluido. 10.- sistema de transmisión hacia el otro lóbulo.

2.1.2 Alternativas de solución para el sistema de oxigenación

2.1.2.1 Alternativa 1

En la Figura 2.5 se muestra un esquema de la alternativa 1. Este modelo está compuesto por dos secciones. La primera consta de una cámara de mezclado (1) en donde ocurrirá el intercambio gaseoso de oxígeno con el buffer (B). El fluido ingresará a través de una abertura en la parte superior mientras el O_2 entrará por el tubo poroso (2) atravesando sus paredes y entrando en contacto con el fluido en forma de burbujas. Una vez oxigenado el buffer saldrá hacia el reservorio arterial (3) en donde reposará para luego ser bombeado a través del sistema extracorpóreo. Ambas cámaras cuentan con respiraderos (4) para la eliminación del gas excedente y con boquillas reguladoras de caudal (5).

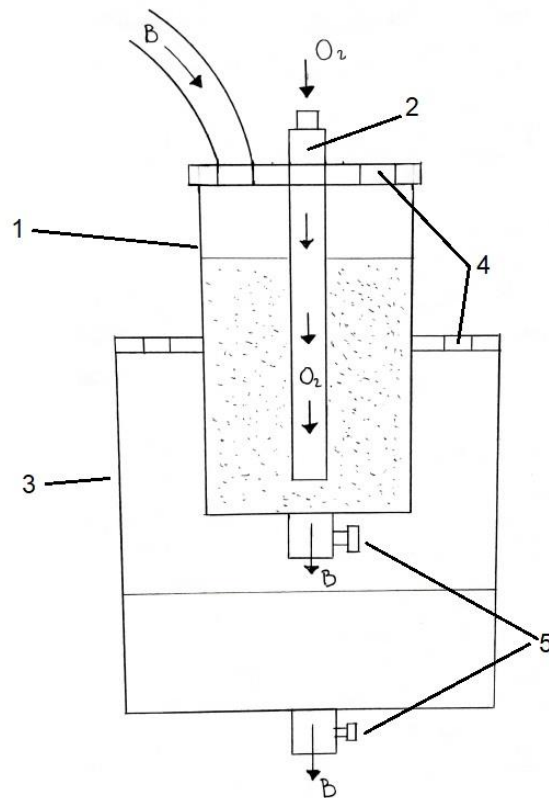


Figura 2.5 Esquema de la alternativa 1 del oxigenador de burbuja
 El oxigenador de burbuja está compuesto por 5 partes siendo la más importante el tubo poroso que permitirán la difusión de oxígeno en el buffer

2.1.2.2 Alternativa 2

En la Figura 2.6 se ilustra el esquema de la alternativa 2. Este modelo presenta un tubo poroso en forma de serpentín por donde circula el oxígeno y debido a la diferencia de concentraciones este atraviesa las paredes oxigenando al buffer que circula externamente al tubo. Mediante esta forma se busca incrementar el área de transferencia de gases. El oxigenador será construido por impresión en 3D.

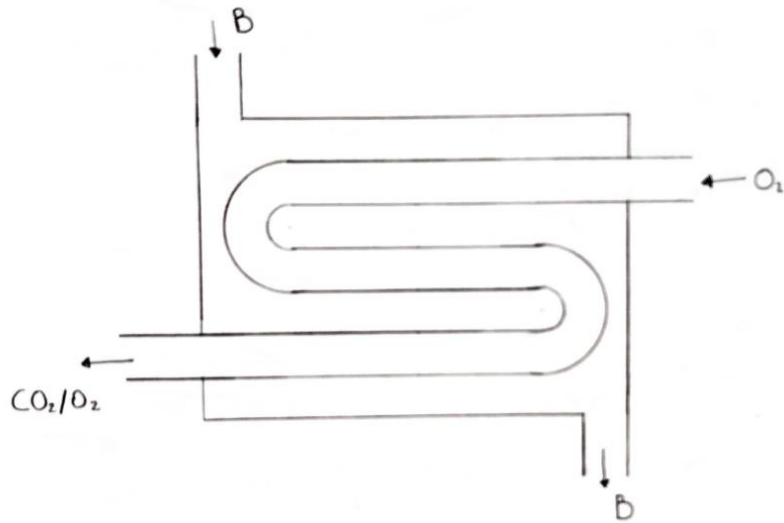


Figura 2.6 Esquema de la alternativa 2 del oxigenador de membrana a contraflujo

El oxigenador de membrana a contraflujo está basado en las formas de los intercambiadores de calor permitiendo la circulación de los fluidos (oxígeno y buffer) en dirección contraria.

2.1.2.3 Alternativa 3

La Figura 2.7 muestra en el esquema de la alternativa 3. Este diseño está compuesto por numerosos tubos porosos por donde pasa el oxígeno mientras el buffer los rodea. A través de los poros el oxígeno penetrará y saldrá hacia el fluido en forma de burbujas. Este diseño también tiene como objetivo aumentar la superficie de transferencia de gases. El oxigenador será construido por impresión en 3D.

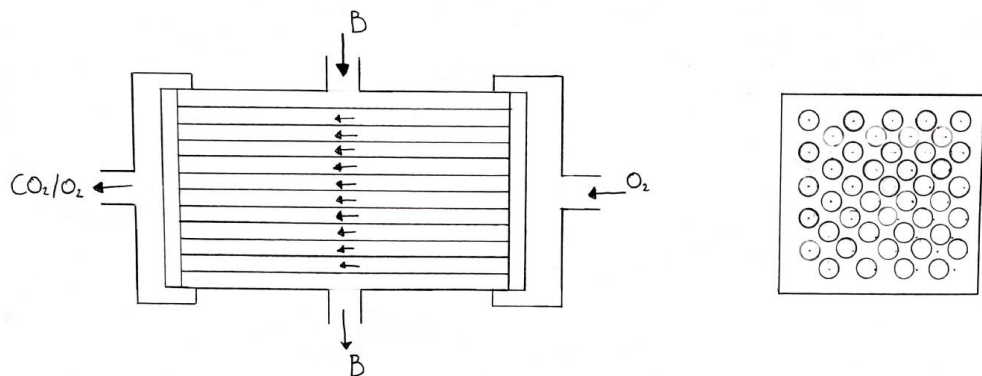


Figura 2.7 Esquema de la alternativa 3 del oxigenador de membrana de flujo cruzado

En la parte izquierda se muestra la vista lateral mientras que en la derecha se encuentra el arreglo de tubos porosos.

2.1.3 Selección de la alternativa de solución

Para la determinación de las alternativas que puedan satisfacer las especificaciones mostradas anteriormente se utilizó una Matriz de Decisión.

2.1.3.1 Selección de la solución para el sistema de bombeo

Los criterios de selección serán: fácil construcción, fácil limpieza y mantenimiento, menor costo, fácil uso para los médicos y doctores, mínima contaminación o contacto con el fluido y cual provee una mejor precisión al momento. La evaluación consistió en seleccionar la alternativa que consiga el puntaje más alto al realizarse la matriz de decisión. El puntaje va del 1 al 5, siendo el 1 el menos favorable y el 5 el más favorable. La matriz se muestra en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3 Matriz de decisión para el sistema de bombeo

Criterios de evaluación	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Facilidad de construcción (5%)	5	3	2
Fácil limpieza y mantenimiento (25%)	4	4	2
Menor costo (5%)	5	4	1
Fácil uso (20%)	5	5	5
Mínima contaminación (20%)	5	5	2
Mejor precisión (25%)	3	4	5
Total	4.25	4.35	3.3

De la Tabla 2.3 podemos notar que la alternativa ganadora fue la numero dos, pero no podemos descartar que la alternativa uno también es viable ya que la diferencia respecto de la ganadora es del 3%. Para el desarrollo de este proyecto se realizará la alternativa 2.

2.1.3.1 Selección de la solución para el sistema de oxigenación

Los criterios de selección fueron: costo, propiedades térmicas, facilidad de construcción, facilidad de transferencia de gases. La evaluación consistió en seleccionar la opción que sea más fácil de construir, que permita la mejor transferencia de gases y que se capaz de operar en un ambiente con una temperatura de 37°C. priorizando el menor gasto

económico. Finalmente, se calificó con puntajes del 1 al 5, siendo el 1 el menos favorable y el 5 el más favorable. La matriz se muestra en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4 Matriz de decisión para el sistema de oxigenación

Criterios de evaluación	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Facilidad de transferencia de gases (25%)	5	3	4
Facilidad de limpieza o reemplazo (25%)	5	5	5
Costo (20%)	4	3	3
Facilidad de construcción (20%)	4	3	4
Propiedades térmicas (10%)	5	4	4
Total	4.6	3.6	4.3

Como se puede apreciar, de la matriz de decisión mostrada en la Tabla 2.4 la alternativa 1 presenta el mayor puntaje con 4.6/5. No obstante, no se puede descartar la alternativa 3 con una calificación 4.3/5 ya que la diferencia es mínima con la primera opción.

2.2 Diseño detallado

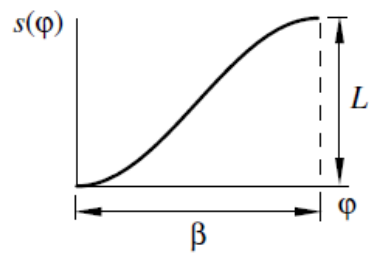
En esta fase se presenta el diseño de las alternativas seleccionadas en la fase anterior para el sistema de bombeo y oxigenación.

2.2.1 Sistema de bombeo

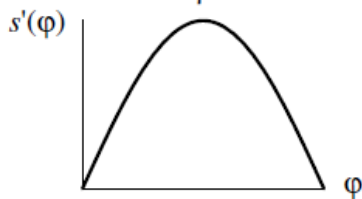
En la sección anterior se obtuvo que la alternativa ganadora fue la 2, por lo cual se procedió a realizar el diseño detallado de la misma para posteriormente experimentar, probar el funcionamiento y realizar los ajustes necesarios para llevar a cabo la función requerida.

La bomba deberá empujar el fluido contenido en un tubo de plástico de aproximadamente 4.1 mm de diámetro exterior y 3 mm de diámetro interior, se determinó que la leva que impulsara al seguidor en forma de “dedo” debe tener un recorrido lineal de 3 mm para presionar el tubo y evitar que cruce fluido mientras está impulsando un volumen de este. Se seleccionó dos curvas de cambios de secciones suaves, estas son las curvas armónicas H-5 y H-6. Las ecuaciones que describen la curva armónica H-5 son la

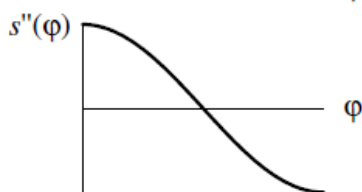
ecuación 2.1 que representa el desplazamiento lineal, la ecuación 2.2 que representa el cambio en la velocidad lineal y la ecuación 2.3 que representa el cambio en la aceleración línea, todas en función de la posición angular de la leva. De igual manera las curvas que representan al armónico H-6 son la ecuación 2.4 que representa el desplazamiento lineal, la ecuación 2.5 que representa el cambio en la velocidad lineal y la ecuación 2.6 que representa el cambio en la aceleración línea, todas de igual manera en función de la posición angular de la leva. Al combinar las curvas H-5 representara la bajada de la leva para presionar el tubo hasta que cierra el flujo, mientras que las curvas H-6 representaran el recorrido de la leva para liberar la presión del tubo y dejar pasar otro volumen. Mediante las funciones trigonométricas (2.6 y 2.8) y estableciendo un radio base, se obtiene el contorno de la leva.



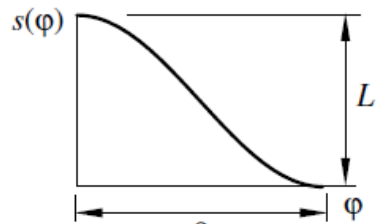
$$s(\varphi) = \frac{L}{2} \left(1 - \cos \frac{\pi \varphi}{\beta} \right) \quad (2.1)$$



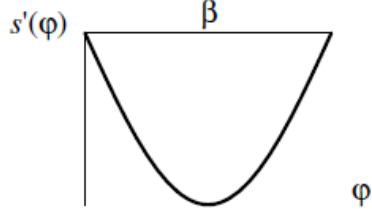
$$s'(\varphi) = \frac{\pi L}{2\beta} \sin \frac{\pi \varphi}{\beta} \quad (2.2)$$



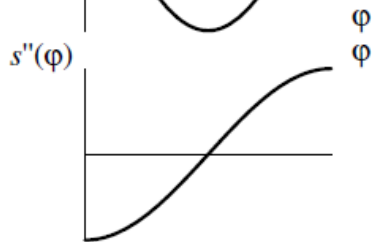
$$s''(\varphi) = \frac{\pi^2 L}{2\beta^2} \cos \frac{\pi \varphi}{\beta} \quad (2.3)$$



$$s(\varphi) = \frac{L}{2} \left(1 + \cos \frac{\pi \varphi}{\beta} \right) \quad (2.4)$$



$$s'(\varphi) = -\frac{\pi L}{2\beta} \sin \frac{\pi \varphi}{\beta} \quad (2.5)$$



$$s''(\varphi) = -\frac{\pi^2 L}{2\beta^2} \cos \frac{\pi \varphi}{\beta} \quad (2.6)$$

$$x = (\text{Radio base} + s) * \cos(\varphi) \quad (2.7)$$

$$y = (\text{Radio base} + s) * \text{seno}(\varphi) \quad (2.8)$$

En donde:

S: desplazamiento del seguidor

S': Velocidad del seguidor

S'': Aceleración del seguidor

L: Desplazamiento máximo del seguidor

φ: Posición angular de la leva

B: Ángulo del recorrido de una curva en partícula.

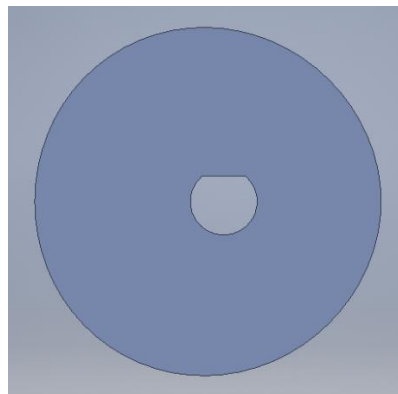


Figura 2.8 Contorno de la leva propuesto

Para asegurar que el ángulo al cual está desfasada una leva de la otra, el eje de la leva tendrá una ranura de aproximadamente 1mm, dibujándose 6 levas con el mismo centro desfasado en 45°, de esta manera se asegura un desfase entre las levas y se mantenga un movimiento oscilatorio que impulse el fluido. Cabe recalcar que se dispondrán de 12 levas sobre el eje (Figura 2.9). Conociendo el diseño de la leva y del eje, son diseñados los seguidores con forma de dedos, los cual van a presionar el tubo e impulsar el fluido (Figura 2.10) y a continuación la selección del motor, el cual debe ser un motor paso a paso para mantener un movimiento preciso con un torque que pueda vencer la resistencia del tubo a ser deformado plásticamente (Ecuación 2.9).

$$T = Fd \quad (2.9)$$

Siendo:

F: La fuerza necesaria para deformar el tubo plásticamente

d: la mayor distancia del centro al contorno de la leva.

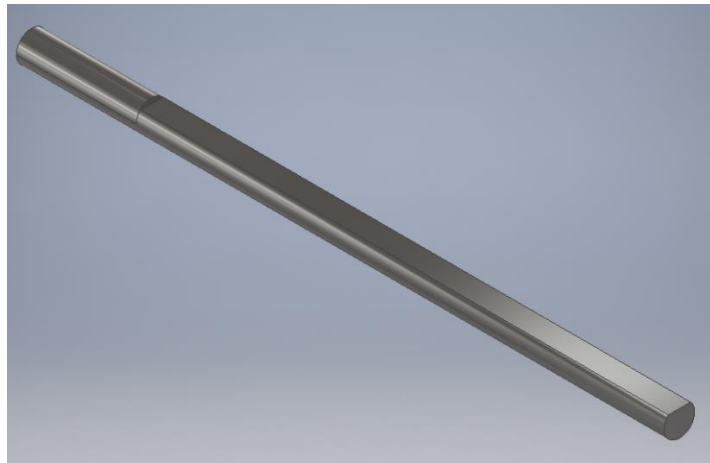


Figura 2.9 Eje de transmisión del árbol de levas.
De un extremo va el acople para unirlo a un motor y del otro extremo cilíndrico un rodamiento.

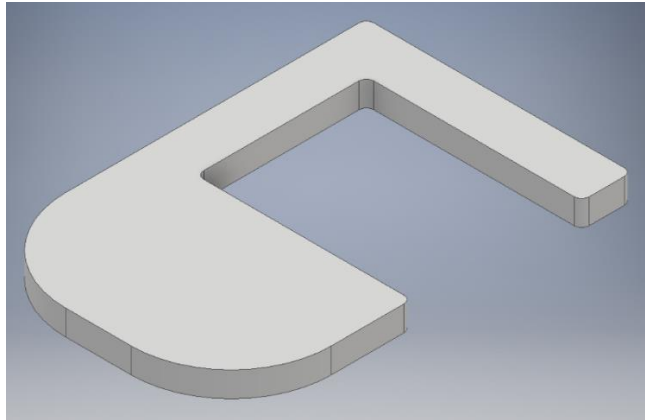


Figura 2.10 Seguidores en forma de dedos que presionaran al tubo

Estos elementos se encuentran contenidos en una carcasa impresa en 3D, cuyo eje de rotación este acoplado al motor paso a paso antes mencionado. Adicionalmente, las paredes de la bomba cuentan con ranuras para colocar lainas de acero (Figura 2.11) con el objetivo de separar y restringir el movimiento de los seguidores. El diseño general de la bomba se presenta en la Figura 2.12.

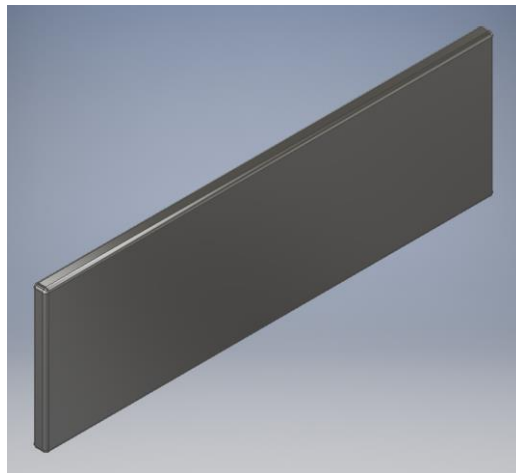


Figura 2.11 Lainas de acero

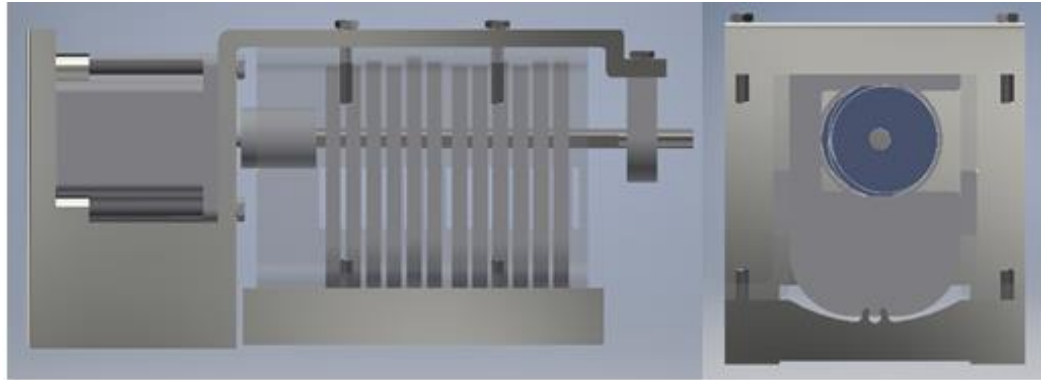


Figura 2.12 Esquema completo de la bomba peristáltica

Otro elemento importante después de la bomba peristáltica es el sistema para hacer el flujo pulsante que consiste en un pequeño tubo rígido que sella por ambos lados alrededor del tubo por el que fluye la sangre con el fin de generar un vacío en su interior para que el tubo flexible se expanda y luego regrese a su forma normal, generando un flujo pulsátil (Figura 2.13). Este elemento va conectado a un pistón que controla el contenido de aire dentro del tubo rígido succionando y empujando el aire para expandir el tubo flexible; este pistón es impulsado por una leva del mismo contorno usado para la bomba, pero de menor radio base cuyo eje es conectado mediante un acople al eje del árbol de levas (Figura 2.14).

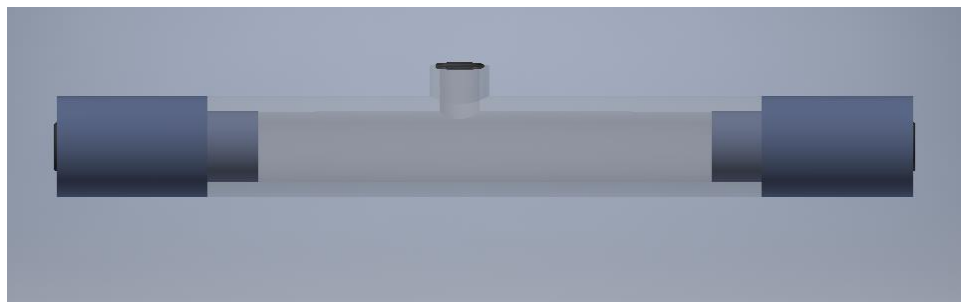


Figura 2.13 Conjunto tubo rígido para generar el flujo pulsátil.

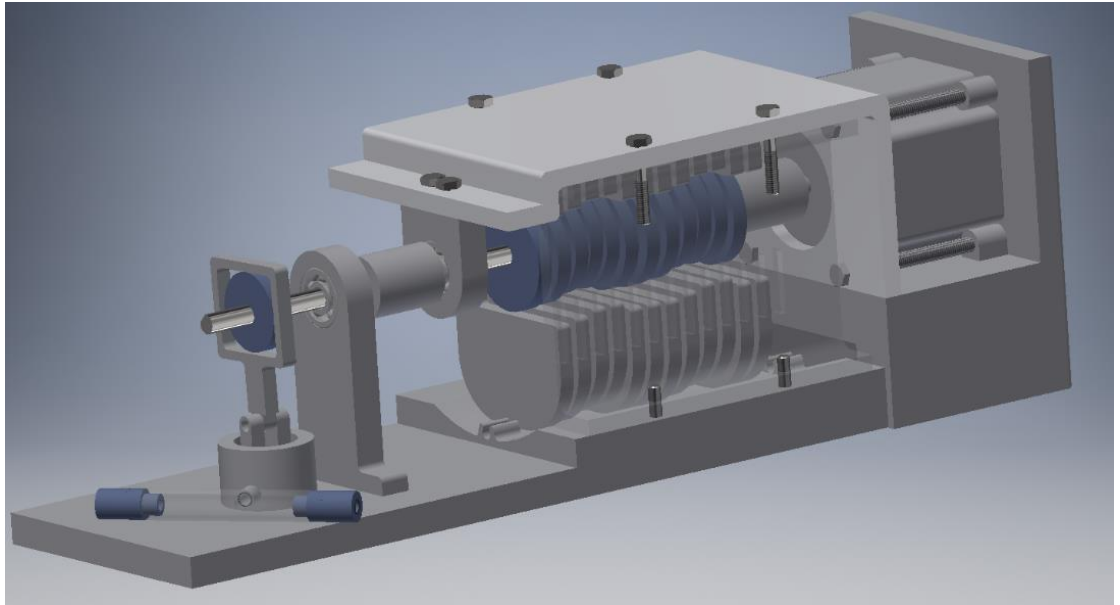


Figura 2.14 Conjunto completo bomba peristáltica y tubo rígado para generar vacío.

2.2.2 Sistema de oxigenación

En la sección anterior se determinó que las alternativas 1 y 3 pueden satisfacer los requerimientos especificados por lo que se procedió a diseñarlas para su posterior experimentación y comparación.

2.2.2.1 Oxigenador de burbuja

Para el diseño del oxigenador se consideró los diámetros de las burbujas generadas ya que en función de estos se estima un área de intercambio gaseoso aproximada. Se debe agregar que, como se mencionó en el capítulo anterior, el tamaño de las burbujas influye en el intercambio gaseoso. Una disminución del diámetro de las burbujas aumenta el área superficial, pero reduce la eliminación de dióxido de carbono uno (High et al., 2000). En la Tabla 2.5 se muestran los diámetros de las burbujas de los cuales se seleccionará uno.

Tabla 2.5 Diámetros, número y área de intercambio de las burbujas

Diámetro [μm]	Número de burbujas $\times 10^3$	Área [cm^2]
10	238700	300
50	1910	600
100	239	300

200	29.8	150
400	3.73	75

Fuente: (High et al., 2000).

Por facilidad, se desea obtener burbujas entre 200 y 400 μm de diámetro. Conociendo el diámetro de las burbujas, se procedió determinar el diámetro de los poros del tubo por donde pasa el oxígeno.

En la literatura encontrada sobre la formación de burbujas, se establecen correlaciones que relacionan el diámetro de la burbuja con las propiedades físicas del fluido (densidad, viscosidad dinámica y tensión superficial) y con la velocidad superficial del gas a través del poro, citando como ejemplo, el trabajo realizado por Pohorecki et al. (2005) en donde estableció una expresión numérica determinada a través del método Sauter Mean Diameter utilizada en mecánica de fluidos para determinar el diámetro promedio de una partícula (Pohorecki, Moniuk, Bielski, Sobieszuk, & Dąbrowiecki, 2005). Sin embargo, teniendo en cuenta que se desconoce las características físicas del fluido y de la velocidad del gas a través de los poros, se usó un tubo de vidrio cuya porosidad se encuentra entre 40 a 60 μm . Esta hipótesis se basó en el trabajo realizado por Parthasarathy y Ahmed (Parthasarathy & Ahmed, 1996). Una vez conocido el diámetro de los poros se seleccionó un tubo de cristal con una porosidad similar (Figura 2.15).

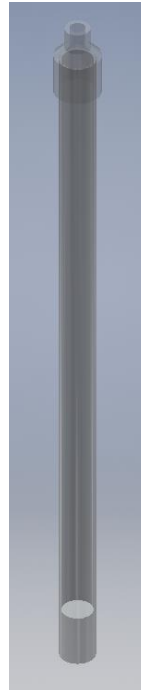


Figura 2.15 Tubo poroso

El caudal de oxígeno depende del caudal de buffer que circula por la placenta siendo 4mL/min para el lado fetal y 12 mL/min. para el lado materno. Durante la visita al Hospital de la Mujer *Alfredo G. Paulson* se estableció una relación QG:GB de 0.5:1. Por lo tanto, el caudal de oxígeno será de 2 y 6 mL/min respectivamente.

A continuación, se realizó la selección de la cámara de mezclado (Figura 2.16) que contendrá el buffer a oxigenar y el tubo poroso. Esta se caracteriza por ser un vial de vidrio conseguido en el mercado local y su elección se basó en la relación diámetro del tubo poroso con el diámetro de la cámara de mezclado, es decir, se buscó que el existiera la mayor cercanía posible entre el buffer con la superficie exterior del tubo poroso para incrementar la posibilidad de oxigenación a todo el fluido.

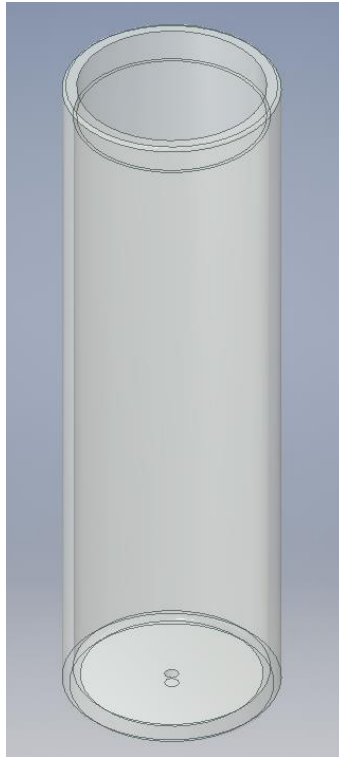


Figura 2.16 Cámara de mezclado

Adicionalmente, a la cámara de mezclado se le diseñó e imprimió en Polylactic Acid (PLA) una tapa para sujetar el tubo poroso, permitir el ingreso del tubo conductor de fluido y la salida del exceso de oxígeno (Figura 2.17). Esta tapa fue dimensionada en función de los diámetros del tubo poroso y del tubo conductor. Previo a la impresión, se inició con el archivo (.ipt) del tapón generado en Inventor Professional 2018 de Autodesk® exportándose en formato “Standard Triangle Language” (.stl). Después, se utilizó MatterControl para generar el archivo de las instrucciones (.gcode) que requiere la impresora de extrusión de finalmente Rostock Max V3. Se configuró los siguientes parámetros para el filamento PLA: infill 30%, layer height 0.05 mm, speed for infill 40 mm/s, speed for perimeters 40 mm/s, speed for traveling 200 mm/s y extrusion temperature 195 °C.



Figura 2.17 Tapa de la cámara de mezclado

Finalmente, para el reservorio arterial (Figura 2.18) se seleccionó un cilindro de vidrio capaz de contener en su interior parte de la cámara de mezclado y el volumen total de buffer de 400mL (Correa Fierro, 2018). Al igual que la cámara de mezclado, el reservorio arterial cuenta un respiradero para la eliminación del gas excedente.

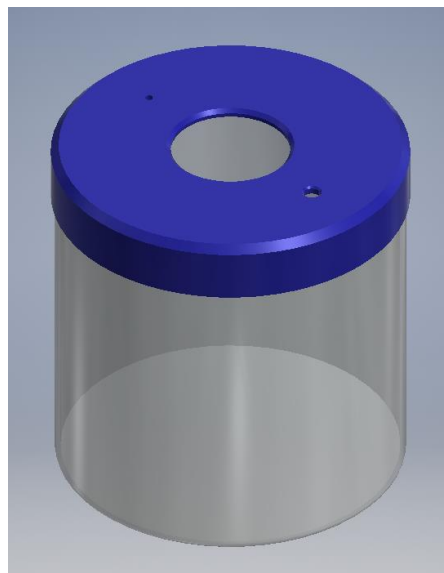


Figura 2.18 Reservorio arterial

En la Figura 2.19 se muestra el diseño detallado del oxigenador de burbuja. El diseño 3D se realizó en el software Inventor Professional 2018 de Autodesk® versión estudiantil.



Figura 2.19 Oxigenador de burbuja

2.2.2.2 Oxigenador de membrana por impresión 3D

Debido que no se encontró información relevante en la literatura de oxigenadores fabricados por impresión en 3D, en el presente trabajo se propuso un diseño el cual fue sometido a experimentación para determinar si cumple con los requerimientos especificados. Los diseños 3D se realizaron en el software Inventor Professional 2018 de Autodesk®.

El oxigenador está compuesto por tres partes siendo la primera el arreglo tubular (Figura 2.20). Este se caracteriza por presentar 64 tubos con una longitud de 50 mm, diámetro interior 2 mm y exterior 2.5 mm separados una distancia de 3 mm medida desde sus centros. Los tubos se conectan en sus extremos a una superficie sólida de 30 mm de diámetro y 5 mm de espesor.

Se configuró los siguientes parámetros para el filamento PLA: infill 30%, layer height 0.05 mm, speed for infill 40 mm/s, speed for perimeters 40 mm/s, speed for traveling 200 mm/s, extrusion temperature 195 °C y length on move while printing 13 mm en la retracción debido a que se presentaba residuos entre los tubos.

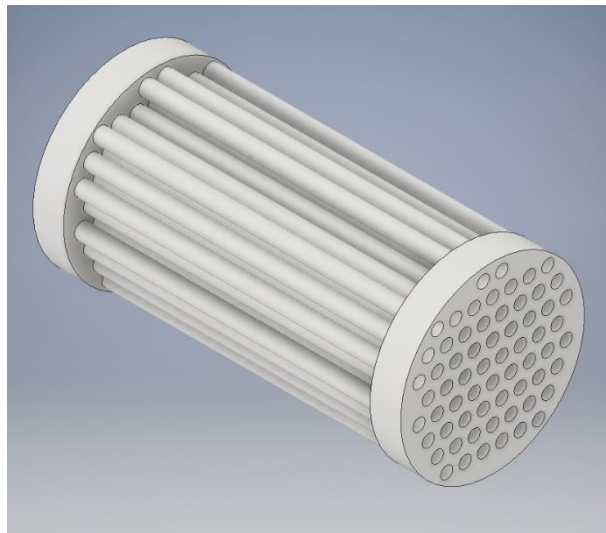


Figura 2.20 Arreglo tubular

El siguiente componente es la carcasa exterior (Figura 2.21) que presenta una longitud de 60 mm, diámetro interior 30 mm y exterior 32 mm. En su periferia cuenta con dos boquillas de 3 mm de diámetro exterior y 2.5 mm de interior para conectar los tubos que transportan el buffer. Además, presenta un roscado de métrica 32 en sus extremos.

Se configuró los siguientes parámetros para el filamento PLA: infill 30%, layer height 0.05 mm, speed for infill 40 mm/s, speed for perimeters 40 mm/s, speed for traveling 200 mm/s y extrusion temperature 195 °C.

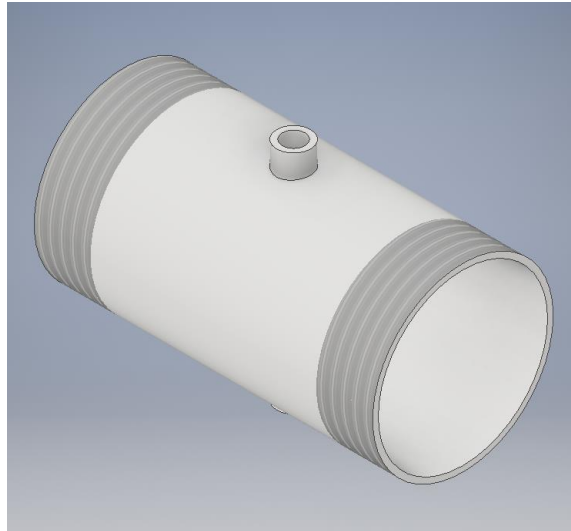


Figura 2.21 Carcasa

La última parte es la tapa de la carcasa (Figura 2.22) que tiene un diámetro interior de 32 mm roscado. Además, presenta una boquilla para permitir el ingreso del oxígeno al arreglo tubular. Se configuró los mismos parámetros de impresión de la carcasa.

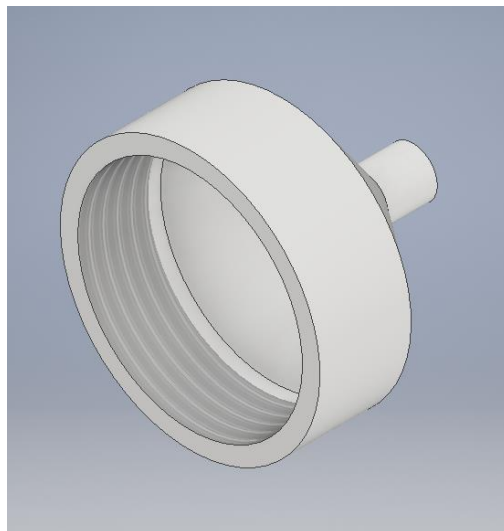


Figura 2.22 Tapa de la carcasa

En la Figura 2.23 se muestra el diseño detallado del oxigenador de burbuja.

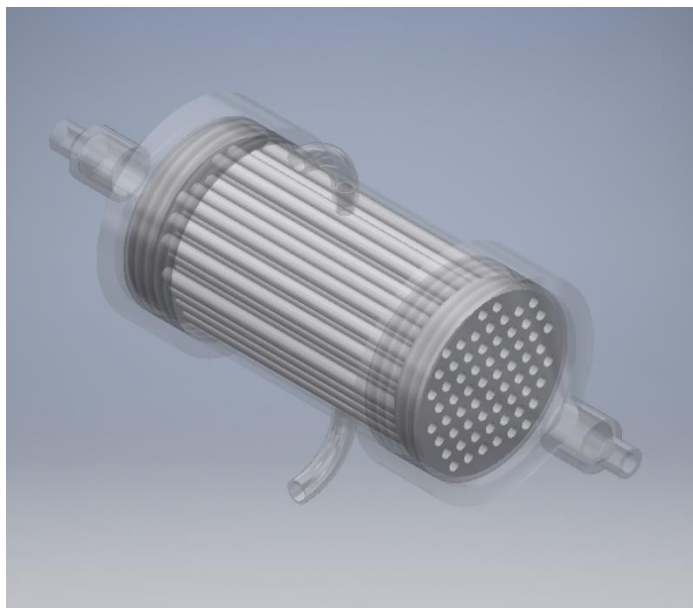


Figura 2.23 Oxigenador de membrana por impresión 3D

En la figura se muestra el ensamble de las partes que conforman el oxigenador. La carcasa y las tapas del oxigenador se muestran transparente para permitir observar el arreglo tubular.

2.3 Pruebas de equipos

En esta sección se detallan las pruebas realizadas a la bomba y a los oxigenadores diseñados para comprobar el cumplimiento de los requerimientos de diseño. Cabe mencionar que para dichas pruebas se utilizó un medio de cultivo cuya composición es similar buffer.

2.3.1 Selección del motor y calibración de la bomba peristáltica

Para seleccionar el motor para la bomba se consideró la ecuación 2.9. Para determinar la fuerza es necesario el uso de un dinamómetro, dos reservorios de agua ubicados a diferentes alturas conectados mediante el tubo de 4 mm; primero se coloca el tubo fluyendo agua por el mismo y al sostenerla de sus extremos se genera una fuerza halando en dirección contraria al dinamómetro, hasta conseguir que deje de pasar fluido por el tubo, se observa el valor de la fuerza marcado en el dinamómetro y se multiplica por la mayor distancia desde el centro de la leva hacia el contorno de la misma. Con ese valor del torque es seleccionado el motor paso a paso que tenga un torque igual o mayor al obtenido (Figura 2.24).

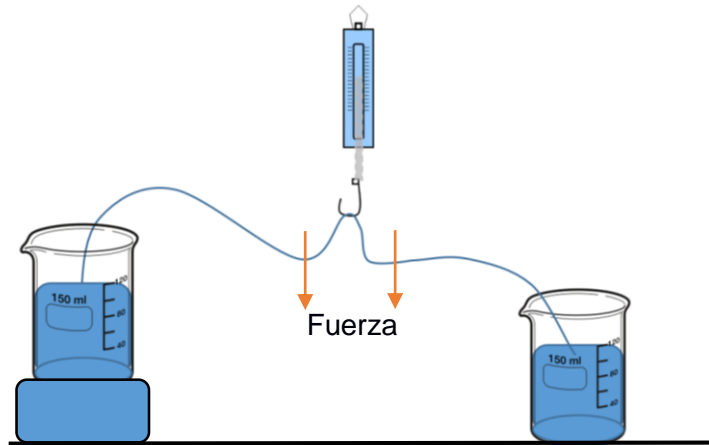


Figura 2.24 Esquema de la medición de fuerza

El esquema muestra el procedimiento usado para determinar la fuerza para deformar el tubo y no permitir el paso de agua a través de éste.

Para controlar el funcionamiento de la bomba se empleó una tarjeta Arduino que se encarga de controlar el motor de la bomba y por ende el sistema para medir las revoluciones por minuto (rpm) y presentar el caudal del fluido. Teniendo esto presente para analizar el funcionamiento de la bomba fue necesario encontrar una relación entre la velocidad del árbol de levas y el flujo de salida de la bomba peristáltica. Primero para medir la velocidad del árbol de levas es necesario un encoder (Figura 2.25), cuya función es detectar interrupciones de luz mediante un disco ranurado (Figura 2.26) acoplado al eje. Estos cambios envían una señal de pulso a la tarjeta Arduino que, dependiendo del número de ranuras y mediante un programa, podemos determinar los rpm (Ecuación 2.10) de nuestro árbol de levas, además, el fluido para las pruebas será agua.

$$rpm = (60 * 1000/N)/(T_a - T_o) * P \quad (2.10)$$

En donde:

N: Número de ranuras

T_a: Tiempo actual

T_o: Tiempo anterior

P: Pulsos detectados

La ecuación (2.10) debe estar dentro de un condicional para que cada cierto tiempo, se actualicen las lecturas de los pulsos detectados y los cambios en el tiempo se actualice, determinando el valor en rpm de un instante.

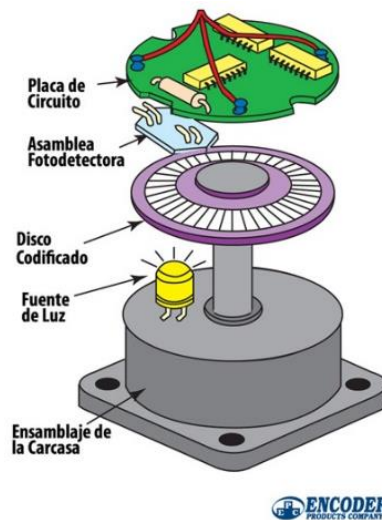


Figura 2.25 Esquema general de un encoder con un disco ranurado.
Fuente: (Encoder Products Company, 2017)

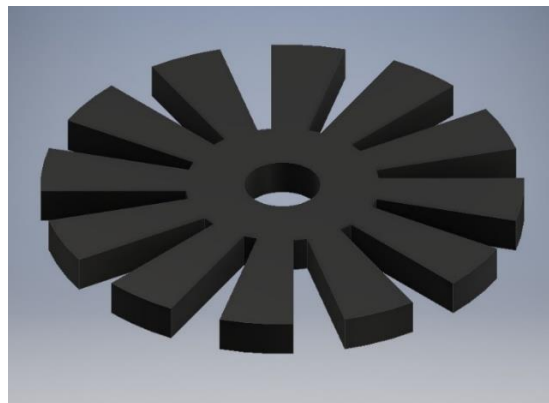


Figura 2.26 Disco ranurado para generar los pulsos en el encoder.

Teniendo esto presente se coloca dos vasos de precipitado con una diferencia de alturas, uno lleno de agua y el otro vacío, con el fin de llenar el tubo de agua. Después se colocan los vasos al mismo nivel de altura y se ajusta el tubo entre los dedos y la base de la bomba. Posteriormente se conecta la bomba, se corre el código en la tarjeta Arduino y de acuerdo con la configuración del paso del motor realizada con el driver TB6600, se

mantiene una velocidad promedio de rotación. Luego se mide el tiempo que le toma al fluido alcanzar un nivel deseado en el vaso de precipitación (Tabla 2.6). Con los valores de la Tabla se puede terminar el caudal en mL/min a partir de la ecuación 2.11.

Tabla 2.6 Tabla de datos para la calibración de la bomba

S1	S2	S3	Velocidad [rpm]	Volumen [mL]	Tiempo [s]
0	0	0		5	
				5	
				5	
0	0	1		5	
				5	
				5	
0	1	0		10	
				10	
				10	
1	0	0		10	
				10	
				10	
				10	
0	1	1		20	
				20	
				20	
				20	
1	0	1		20	
				20	
				20	
				20	
1	1	0		20	
				20	
				20	
				20	

Sn representa las configuraciones de micro pasos en el driver TB6600 siendo el dígito 1 corresponde un interruptor encendido y 0 a apagado. La velocidad corresponde a la rapidez de rotación del eje del motor, los volúmenes de control fueron escogidos arbitrariamente.

$$Q = \frac{V}{t} * 60 \quad (2.11)$$

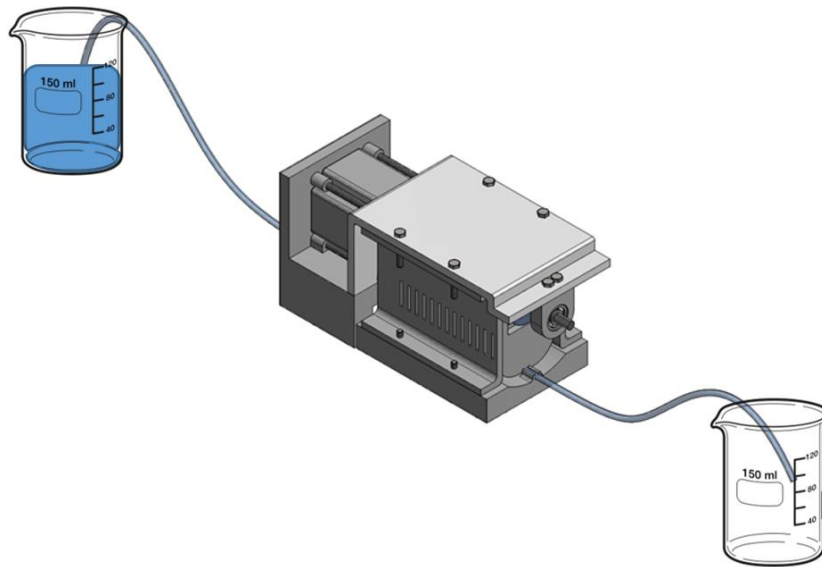


Figura 2.27 Disposición de los instrumentos para calibrar la bomba

2.3.2 Medición de la presión de salida en la bomba peristáltica

Para la medición de la presión a la salida de la bomba peristáltica es necesario un sensor de presión, para esto fue considerado un sensor PendoTech el cual permite medir la presión de un flujo mediante un transductor el cual genera una señal analógica que puede ser leída por el Arduino y transformada en los valores de presión en psi los cuales indica el fabricante del sensor y luego transformarlos a mmHg (Ecuación 2.12). Teniendo el sensor se conecta la manguera de la bomba tanto la salida como la entrada al adaptador en “T” a la salida del sensor, se corre un código en Arduino a la tarjeta, visualizándose en el serial plotter la curva de presión vs tiempo para diferentes velocidades del motor de la bomba. Las curvas más representativas pasan a un proceso de filtrado para suavizarlas y tener una mejor representación del flujo pulsante mediante la curva presión vs tiempo.

$$mmhg = psi * 51.715 \quad (2.12)$$

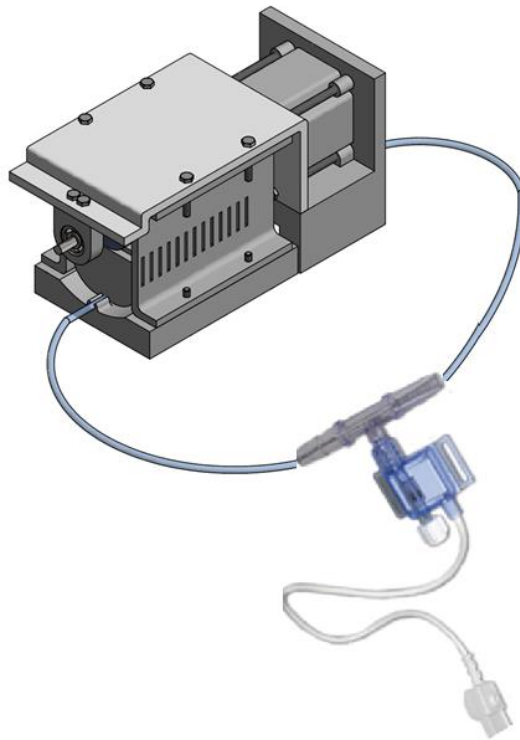


Figura 2.28 Esquema de la bomba conectada al sensor de presión

2.3.3 Medición de la concentración de oxígeno en el buffer

La medición de la concentración de oxígeno se realiza mediante gasometría arterial³. Para ello, se llena el interior de la cámara con buffer y se conecta la línea de oxigenación de un cuarto de pulgada de diámetro a la boquilla de ingreso de oxígeno de los oxigenadores (Figura 2.29). Una vez conectada, se abre la válvula del tanque de oxígeno, permitiendo el ingreso del gas al interior de la cámara. Después de esperar aproximadamente 10 segundos, se cierra la válvula y con una jeringuilla se retira una muestra de buffer oxigenado colocándosela en un cartucho de gasometría arterial para luego ser llevada al gasómetro. La medición debe ser realizada al buffer antes y después de la oxigenación registrando los valores de pH, presión parcial de oxígeno (PO_2), presión parcial de dióxido de carbono (PCO_2) y valor de saturación de oxihemoglobina (O_2sat) (Tabla

³ Procedimiento de monitorización que mide la concentración de gases disueltos en la sangre (arterial o venosa) mediante el uso de un gasómetro (Crespo Giménez, Garcés Molina, Casillas Viera, & Cano Ballesteros, 2007).

2.7). Finalmente, se realiza una comparación entre ambos buffers y los valores normales definidos por la Normativa sobre la gasometría (Rodríguez-Roisin, 1998).

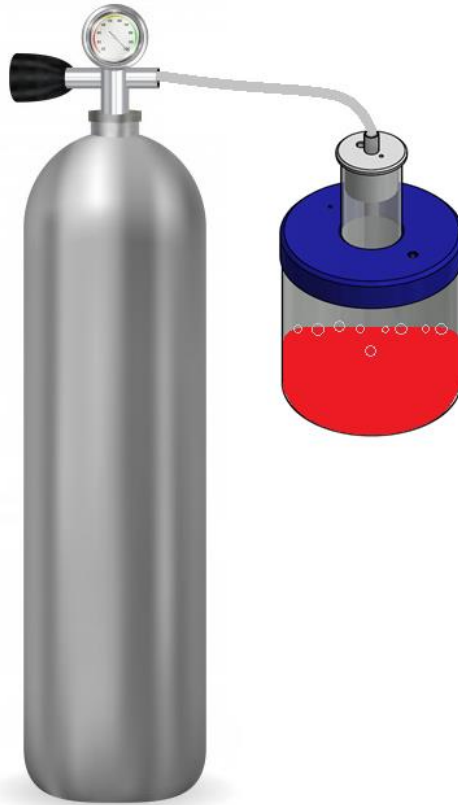


Figura 2.29 Esquema de la prueba de oxigenación

Tabla 2.7 Tabla de datos para la medición de concentración de oxígeno

	Valores normales- Arterial	Buffer no oxigenado	Buffer oxigenado
pH	7.35-7.45		
PO₂ [mmHg]	80-100		
PCO₂ [mmHg]	35-45		
O₂sat [%]	95-98		

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se describe en mayor detalle cómo fueron obtenidos los contornos de las levas, las curvas de calibración resultantes de la experimentación del funcionamiento de la bomba, los resultados de la medición de concentración de oxígeno en los oxigenadores y el análisis de costo de los equipos.

3.1 Bomba peristáltica

3.1.1 Contorno de leva

Después de resolver las ecuaciones de 2.1 a la 2.6 entre 0° y 360° , con un valor de $\beta=180^\circ$ y un valor de $L=3\text{mm}$ (siendo el desplazamiento para presionar por completo el tubo), se obtuvieron las curvas de desplazamiento (Figura 3.1), velocidad (Figura 3.2) y aceleración (Figura 3.3) que describen el movimiento del seguidor o dedo (Anexo A). Como se puede observar en la Figura 3.2 el cambio en la velocidad del seguidor al variar la posición de la leva es suave lo que se refleja en una variación continua y suave en la curva de la aceleración (Figura 3.3), esto implica que las vibraciones del sistema serán mínimas.

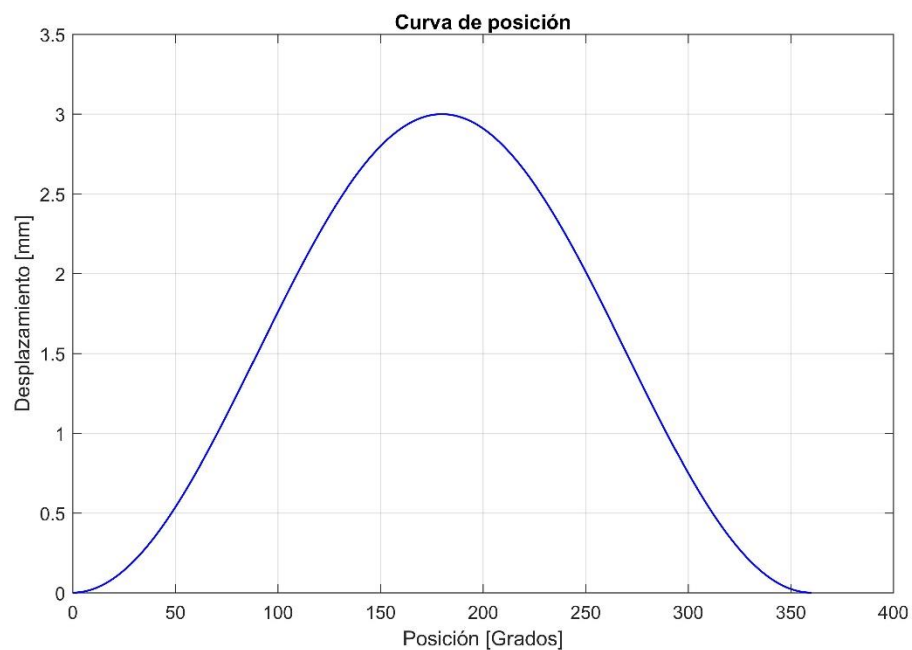


Figura 3.1 Curva del de posición
Curva del cambio de posición del seguidor vs el cambio de posición de la leva

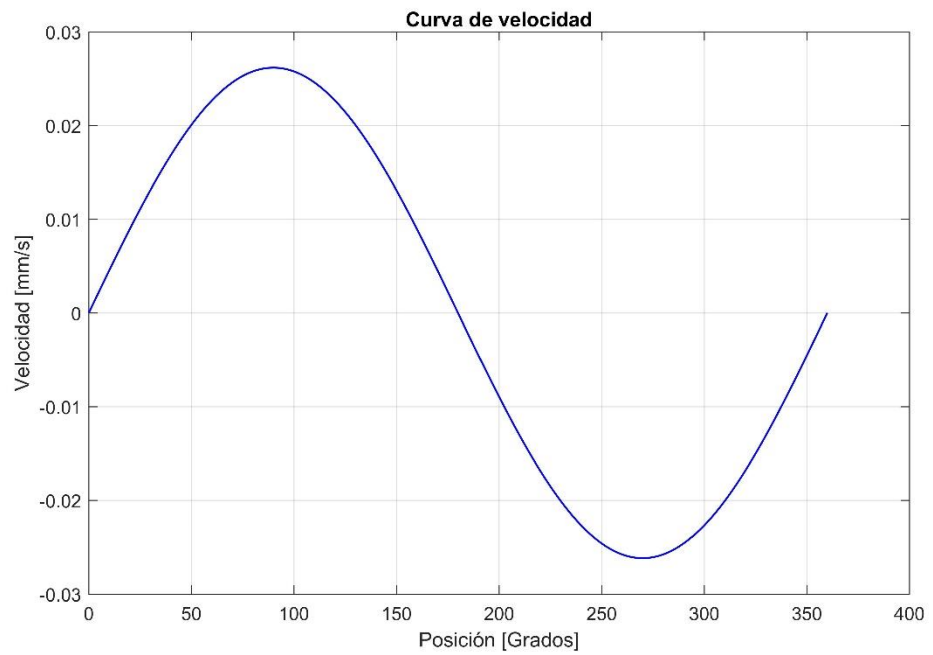


Figura 3.2 Curvas del contorno de las levas.
Curva del cambio de velocidad del seguidor vs el cambio de posición de la leva

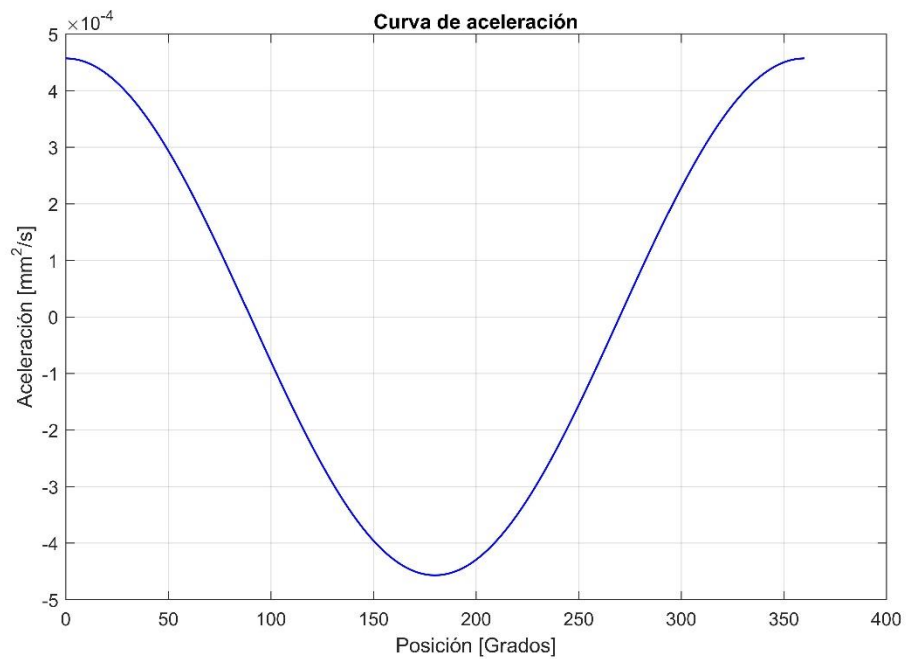


Figura 3.3 Curva de la aceleración
Curva del cambio de la aceleración del seguidor vs el cambio de posición de la leva

Con los valores del desplazamiento del seguidor al variar la posición de la leva, se puede determinar los puntos que conforman el contorno de la leva

de acuerdo con las ecuaciones 2.7 y 2.8, en donde es considerado un radio base es de 15 mm, obteniendo el contorno que podemos observar en la Figura 3.4. Para realizar el diseño de la leva en 3D este fue graficado en AutoCAD 2018 el cual se muestra en la Figura 3.5.

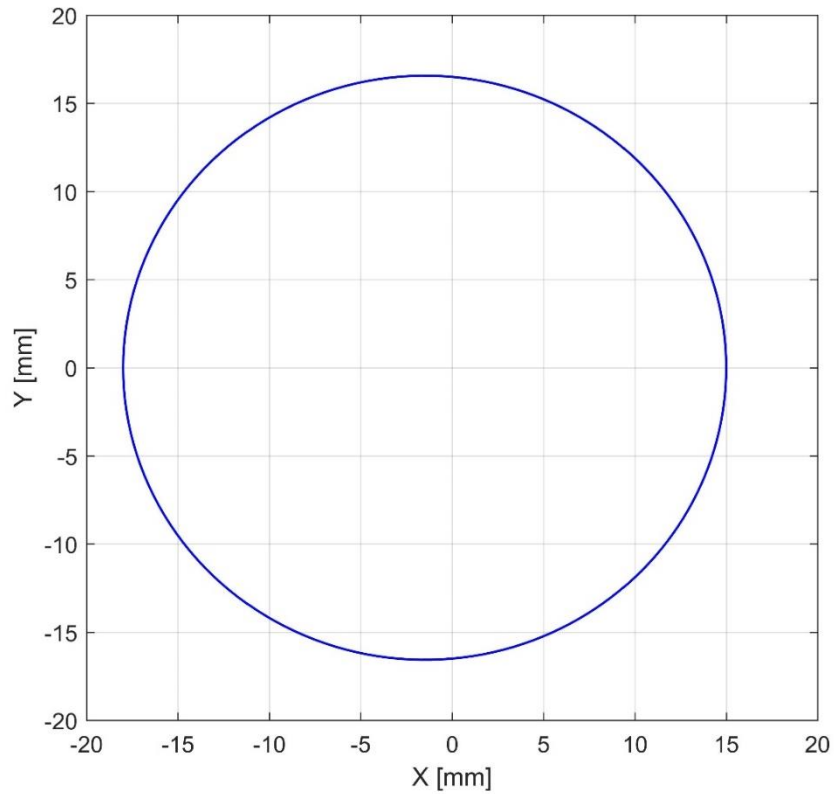


Figura 3.4 Contorno de la leva generado en MATLAB®

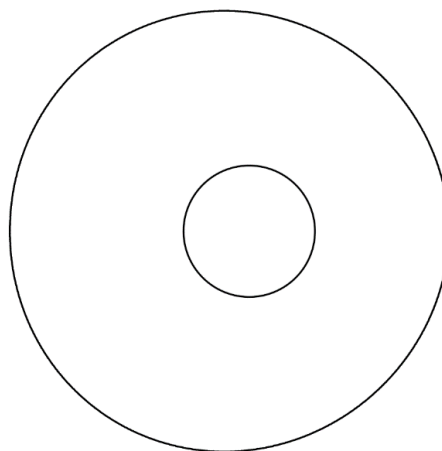


Figura 3.5 Contorno de la leva

El contorno de la leva fue realizado en AutoCAD 2018 de Autodesk® de acuerdo con los puntos obtenidos.

3.1.2 Selección del motor

Teniendo el contorno de la leva definido, paso siguiente es determinar el torque mediante el cual es seleccionado el motor paso a paso. Siguiendo el procedimiento descrito en el capítulo anterior en la sección 2.3.1, obteniéndose que la fuerza necesaria para deformar el tubo sin dejar pasar agua es de 49N y con una distancia máxima de 18 mm desde el centro de la leva hasta el contorno, el torque resultante es de 0.88 N-m. El motor paso a paso que cumple con este requerimiento es un motor Nema 23 con un torque máximo de 1.26 N-m; sus especificaciones técnicas se encuentran en el Anexo B. Considerando el tamaño de eje del motor se diseñó un acople hacia un eje ranurado de diámetro similar, sobre el cual estarán colocadas las levas. Tanto el eje como el acople son de acero de transmisión para asegurar su rigidez durante el funcionamiento de la bomba; mientras que las levas, los dedos y la carcasa para la bomba fueron realizados en Inventor 2018 para su posterior impresión en 3D con PLA como su material. Las dimensiones de estos elementos se encuentran diseñados de manera proporcional a las dimensiones de las levas y considerando que el motor genera vibraciones, todos los elementos de la carcasa y de la base para el motor deben encontrarse unidos, estableciendo como medio de sujeción pernos para cada uno de los elementos de la carcasa (Anexo E).

En la Figura 3.6 se muestra el diseño final de la bomba peristáltica diseñado y construida según lo descrito en la presente sección y en el capítulo anterior. Cabe mencionar que no se realizó el sistema generador de vacío descrito en la sección 2.2.1 debido que después de la construcción de la primera parte y probar el funcionamiento de la bomba se obtuvo un flujo pulsante.

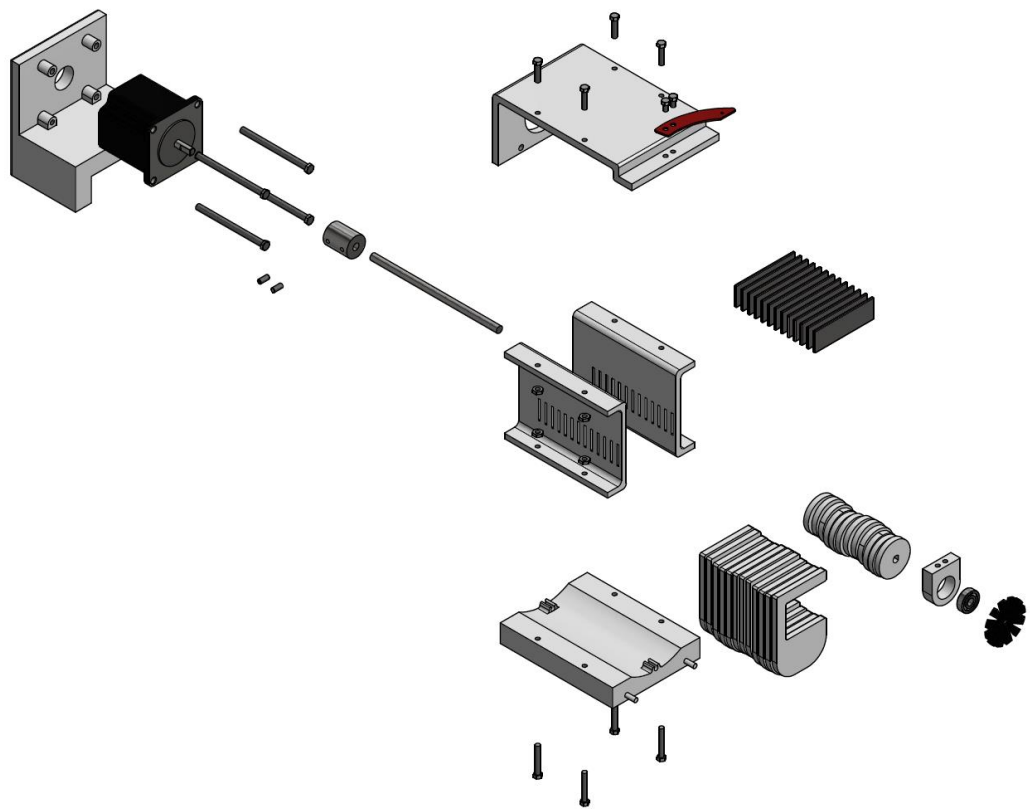


Figura 3.6 Explosión en 3D de la bomba peristáltica

3.1.3 Control de la bomba peristáltica

Otro paso importante fue el control del motor paso a paso y por ende el control de la bomba peristáltica, el cual fue realizado con la ayuda de un driver TB6600 (Figura 3.7) que se encarga del control del motor con solo indicarle el la velocidad y dirección del eje del motor mediante la programación en una tarjeta Arduino nano. Este driver permite ajustar la corriente de acuerdo a la necesidad del motor a conectar y presenta una tabla de configuraciones que permiten establecer los micro pasos a los cuales se desee mover el motor. Estas configuraciones se pueden ajustar poniendo en ON/OFF seis interruptores colocados a un lado. La guía del usuario de este driver se encuentra en el Anexo C. La conexión seleccionada fue la de ánodo común en donde los bornes den Enable +, dirección+ y pulse+ son conectados a los 5v de la tarjeta Arduino, mientras que los bornes de polaridad negativa se conectan en los pines digitales del Arduino, siendo el 7 para el pulse, el 6 para dirección y 5 para Enable. Los

bornes ubicados en A+, A-, B+, B-, corresponden a los conectores para los extremos de las bobinas del motor, los cuales dependiendo de la posición que se los coloque giraran a la izquierda o a la derecha; finalmente el GND y VCC corresponden a los bornes para conectar la fuente que nos permitirá encender el motor.

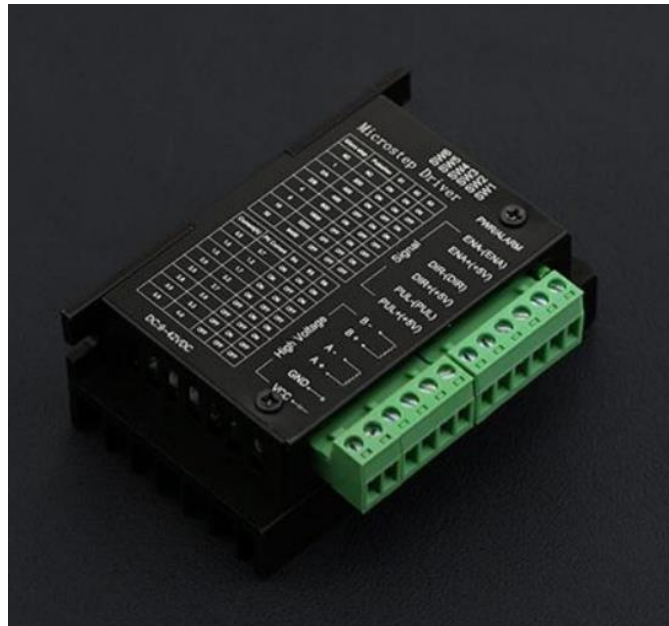


Figura 3.7 Motor Driver TB6600 para el control del motor nema 23

Teniendo el driver para controlar el motor, es necesario conocer la velocidad a la cual gira dependiendo de los micro pasos que se escojan, para ello se diseñó un disco ranurado que se ubica en el extremo libre de la bomba y se colocó un encoder en la parte superior de la bomba entre el disco ranurado (Figura 3.8). Los pulsos detectados nos generan la velocidad en RPM del motor y para presentarlo es utilizada una pantalla LCD keypad shield (Figura 3.9).

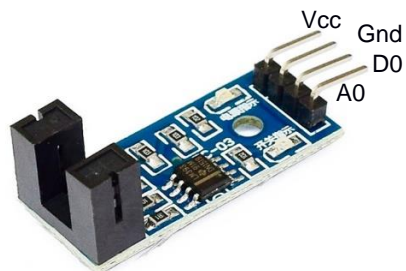


Figura 3.8 Sensor Encoder óptico

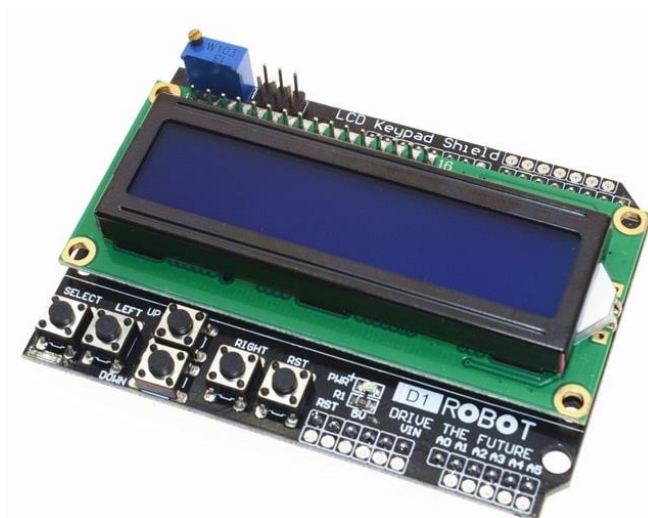


Figura 3.9 Pantalla LCD Keypad Shield

Se consideraron dos circuitos, uno en el que se controle la velocidad de la bomba mediante los interruptores ON/OFF del driver TB6600 (Figura 3.10) y otro en el que se regule la velocidad con un potenciómetro (Figura 3.11), para esto se debe desconectar pines del EN+ y el EN- ya que estos permiten al driver mantener el control 100% el control de la velocidad del motor; al desconectarlos le pasamos al control de la velocidad al potenciómetro, pero sin dejar de depender del driver. El primer circuito fue el utilizado para calibrar la bomba, mientras que el segundo circuito es el utilizado para verificar los resultados de la calibración y poder establecer una velocidad del motor para un caudal específico de la bomba. El código utilizado en la tarjeta Arduino se encuentra detallado en el Anexo D.

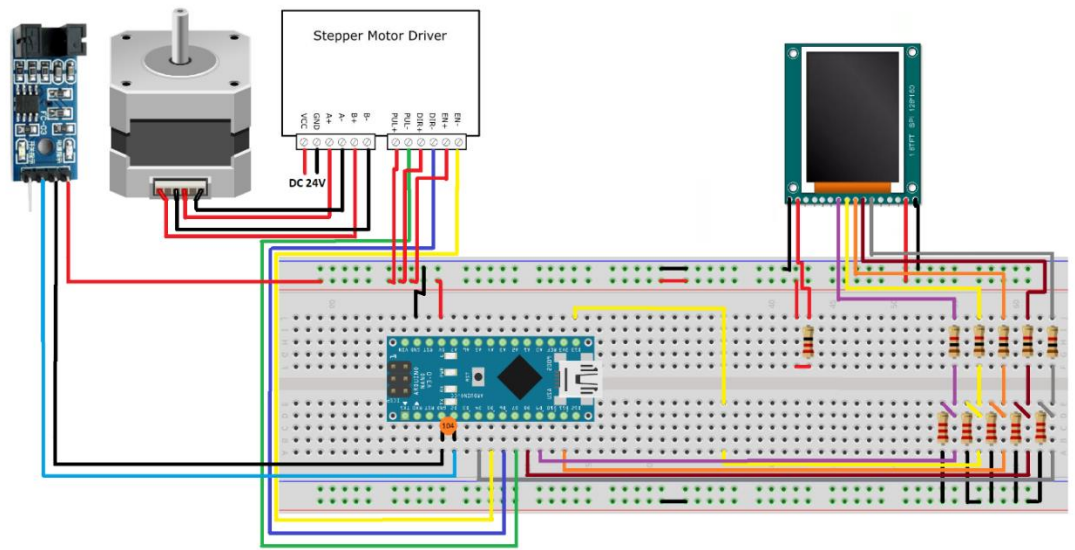


Figura 3.10 Circuito para controlar el motor solo con el stepper Motor Driver

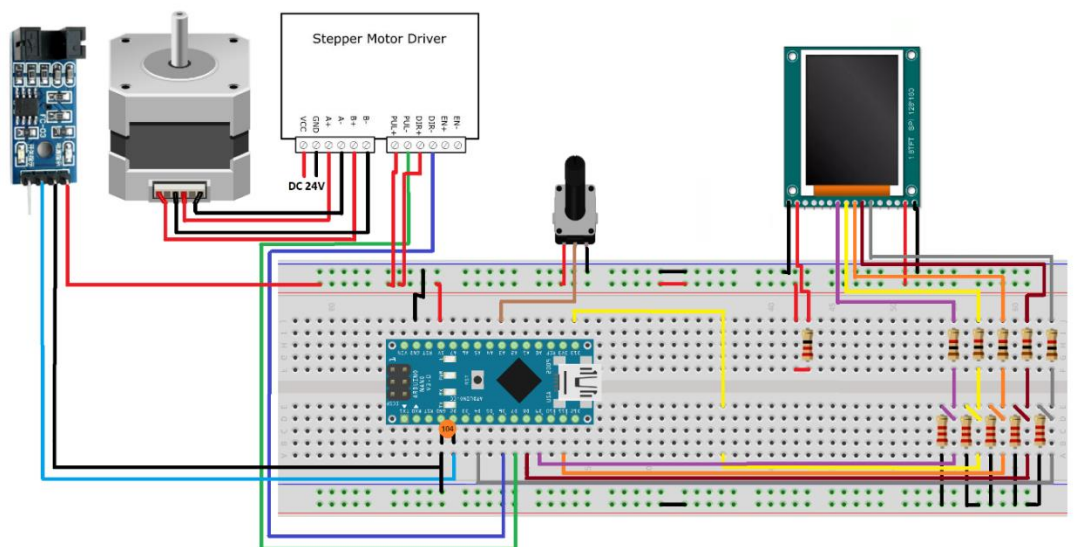


Figura 3.11 Circuito para controlar la velocidad del motor con un potenciómetro.

3.2 Oxigenador de burbuja

La Figura 3.12 muestra el diseño final del oxigenador de burbuja construido de acuerdo con lo detallado en el capítulo anterior.



Figura 3.12 Explosión en 3D del oxigenador de burbuja

3.3 Oxigenador de membrana por impresión 3D

La Figura 3.13 muestra el diseño final del oxigenador de membrana por impresión 3D diseñado de acuerdo con lo detallado en el capítulo anterior.

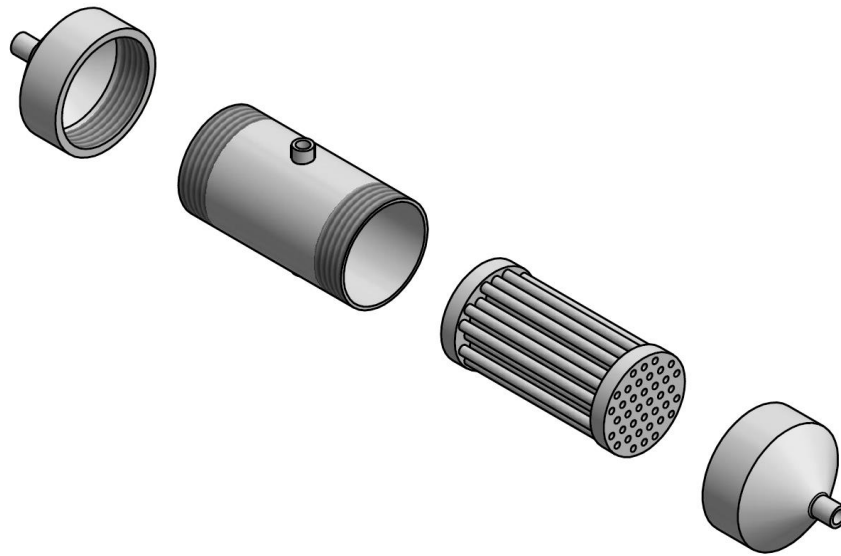


Figura 3.13 Explosión en 3D del oxigenador de membrana por impresión 3D

3.4 Resultados de la calibración de la bomba peristáltica

Previo a la calibración de la bomba peristáltica, se encendió el equipo para verificar su correcto funcionamiento. Durante este proceso se evidenció que existía demasiada fricción entre las superficies laterales de los seguidores y las lanas de acero impidiendo el correcto bombeo del fluido, generando deformaciones en los seguidores y excesiva vibración en el equipo. Ante esta situación se empleó aceite de lubricación entre las partes consiguiéndose disminuir en gran medida la fricción. Sin embargo, aún existe un remanente que puede tener su origen en la estructura de la bomba. Como se mencionó en el capítulo anterior, la estructura fue impresa en partes no completamente sólidas ya que tiene una densidad del 30%. Esto afecta la rigidez del sistema y con el movimiento del motor, el equipo tiende a vibrar.

Por otra parte, la distancia entre el tubo y el punto más bajo alcanzado por el seguidor descendido no era la adecuada puesto que no lo llegaba a comprimir completamente. Ante esto, se añadió una placa de 82 mm de longitud, 10 mm de ancho y 4.5 mm de espesor permitiendo la completa compresión del tubo sin embargo se presenció que, debido al movimiento de los seguidores, el tubo por donde circula el fluido se desplazaba de su posición original. Para mitigar este problema se colocó una lámina de plástico en la interfaz tubo-

seguidores, específicamente entre las piezas 15, 16, 18 y 20, añadiéndosele aceite de lubricación en el lado en contacto con los seguidores. De esta forma se solucionó los problemas de compresión y desplazamiento del tubo

Una vez realizadas las modificaciones descritas anteriormente, se procedió a realizar la calibración de la bomba peristáltica según lo descrito en el capítulo anterior. Se empleó como fluido agua debido a la complejidad para preparar el buffer y la poca disponibilidad de acceder al mismo. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 3.1. Cabe mencionar que, durante la realización de la prueba, se detectó calor proveniente del driver TB6600.

Tabla 3.1 Caudales obtenidos por la bomba peristáltica

S1	S2	S3	Velocidad [rpm]	Volumen [mL]	Tiempo [s]	Q [mL/min]
0	0	0	11.55	5	261.55	1.147
				5	258.08	1.162
				5	254.31	1.180
0	0	1	23.11	5	147.47	2.034
				5	139.39	2.152
				5	140.10	2.141
0	1	0	46.14	10	146.23	4.103
				10	143.75	4.174
				10	143.35	4.186
1	0	0	92.29	10	70.73	8.483
				10	70.37	8.526
				10	69.36	8.651
				10	72.00	8.333
0	1	1	184.55	20	76.36	15.715
				20	74.89	16.024
				20	74.35	16.140
				20	78.44	15.298
1	0	1	187.50	20	78.10	15.365
				20	78.30	15.326
				20	79.80	15.038
				20	79.45	15.104
1	1	0	368.93	20	43.49	27.593
				20	41.47	28.937
				20	43.74	27.435
				20	41.56	28.874

Con los resultados de la Tabla 3.1 se realizó la curva de calibración en MATLAB® obteniéndose la ecuación de la curva y el coeficiente de determinación.

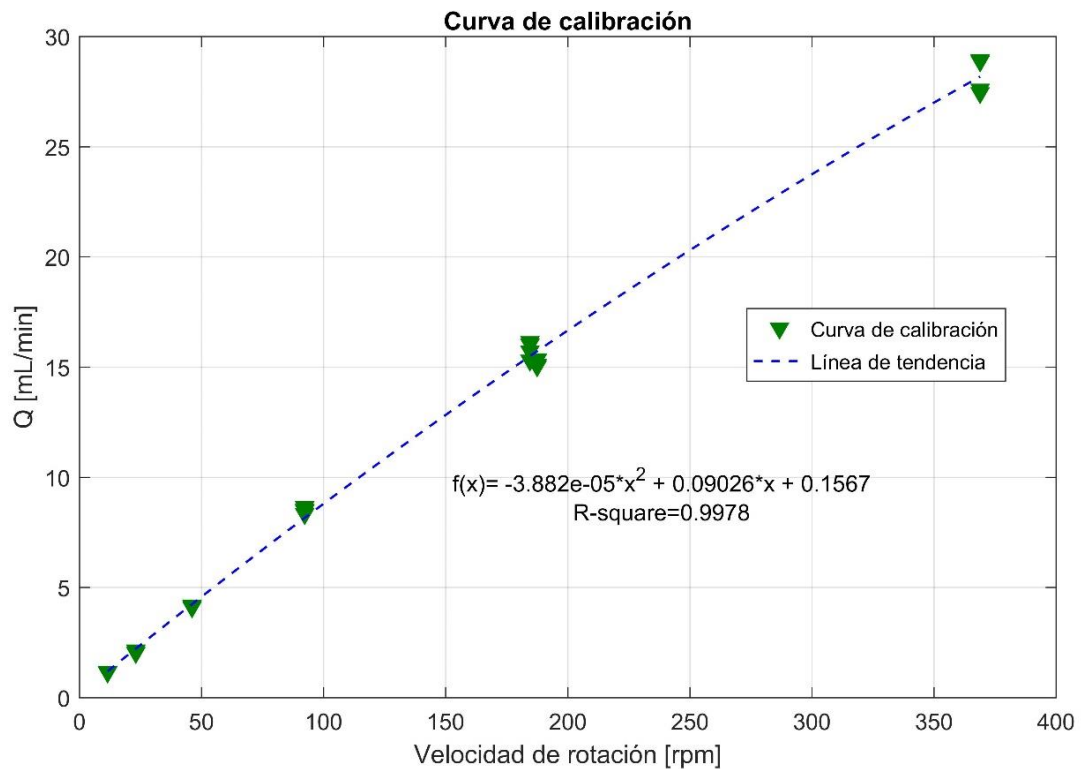


Figura 3.14 Curva de calibración de la bomba peristáltica

La Figura 3.14 muestra una curva de calibración de segundo orden junto con la ecuación de esta y el coeficiente de determinación R^2 . Se observa que a medida que aumenta la velocidad de rotación del motor el caudal generado se incrementa lo cual concuerda con lo esperado ya que los seguidores bajan y comprimen el tubo con mayor frecuencia, desplazando más fluido en menor tiempo.

El coeficiente de determinación R^2 es de 0.9978 muy cercano a 1 lo cual indica que los datos se ajustan a la curva obtenida y que existe una relación entre el caudal generado con la velocidad de rotación. Además, el valor de 0.9978 se puede interpretar como que el 99.78% de la variación de los valores en Y

(caudal) se explican mediante el comportamiento de los valores en X (velocidad de rotación).

Finalmente, de acuerdo con los resultados obtenidos la bomba peristáltica puede generar caudales entre 1.15 y 28.9 mL/min. Cabe recalcar que, se experimentó con velocidades variables a las nominales mediante la adición de un potenciómetro al circuito, detectándose vibraciones excesivas, por lo que, no se recomienda dicha configuración.

3.5 Resultados de la medición de presión de salida en la bomba peristáltica

Para poder tomar mediciones de la presión, fue requerida una tarjeta Arduino y en vista de que el voltaje de salida del sensor es en “mV”, fue empleado un amplificador de señal y observar de mejor manera los valores que se obtengan del proceso de medición (Figura 3.15). Mediante un código en Arduino y la ecuación 2.12 se observó mediante el serial plotter las curvas para la velocidad de 2,5 ml/min y 8,5 ml/min que se muestran en la Figura 3.16 y 3.17.

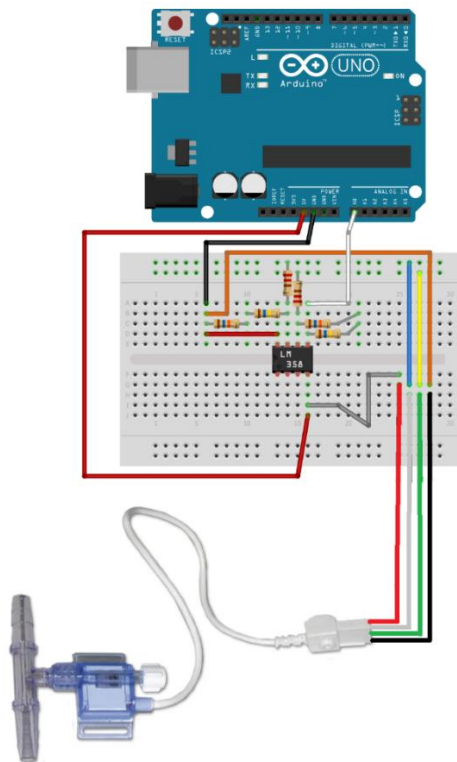


Figura 3.15 Circuito amplificador de señal para el sensor PendoTech

En ambas gráficas (Figura 3.16 y 3.17), podemos observar que la curva de color azul presenta mucho ruido, por esta razón fue utilizado un filtro para regular la señal (curva roja). En estas gráficas se puede observar los pulsos generados a una determinada velocidad del motor, esto nos demuestra que la bomba no solo es capaz de generar un flujo constante con una tendencia cuadrática conforme aumentan las revoluciones, sino que también a una determinada velocidad se puede obtener un flujo pulsante en el cual dependiendo del valor del caudal el tiempo entre cada pulso aumentará o se reducirá, observando en cada curva un tiempo de estabilización de aproximadamente un segundo para que los niveles máximo y mínimo de los pulsos se mantengan.

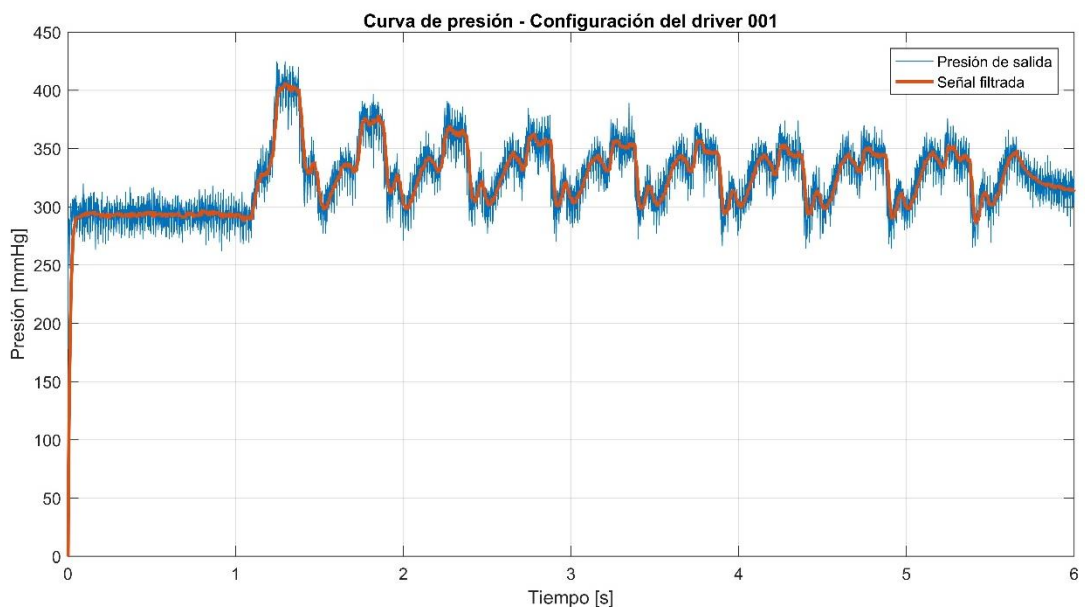


Figura 3.16 Curva de presión 2 ml/min en la bomba peristáltica
Para la realización de la curva de presión se configuró en el driver los micro pasos S1=0, S2=0 y S3=1.

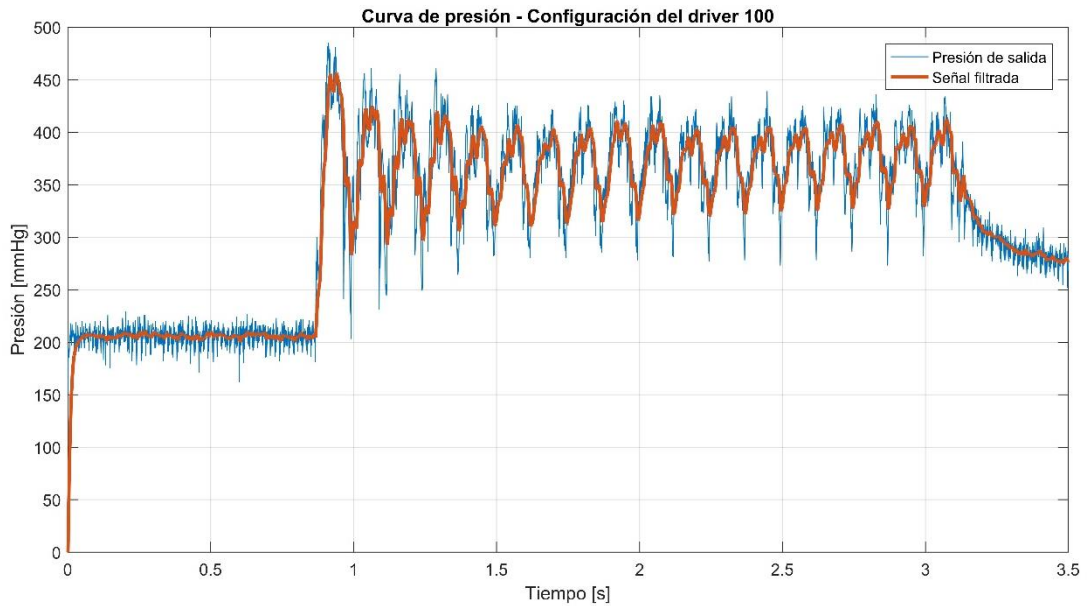


Figura 3.17 Curva de presión a 8,5 ml/min en la bomba peristáltica
 Para la realización de la curva de presión se configuró en el driver los micro pasos S1=1, S2=0 y S3=0.

3.6 Resultados de la medición de concentración de oxígeno en el buffer

Los resultados que se muestran en la Tabla 3.2 corresponden a la gasometría arterial realizada en el oxigenador de burbuja para una apertura del 100% del tanque de oxígeno. Es necesario recalcar que no se realizó las pruebas con el oxigenador de membrana por impresión 3D debido que no se contaba con suficientes cartuchos para muestras de gasometría arterial en el Hospital de la Mujer *Alfredo G. Paulson*.

Tabla 3.2 Medición de la concentración de oxígeno

	Valores normales- Arterial	Buffer no oxigenado	Buffer oxigenado
pH	7.35-7.45	7.203	7.4
PO₂ [mmHg]	80-100	243.3	>600
PCO₂ [mmHg]	35-45	87.0	43.4
O₂sat [%]	95-98	99.3	99.99

En la Tabla 3.2 se puede observar que el buffer una vez oxigenado aumentó su pH a 7.4 disminuyendo la acidez del mismo y situándose en el rango normal. En cuanto a PO₂, se evidencia que aumentó por encima de 600mmHg siendo un valor muy por encima del rango deseado. Esto tiene su origen al caudal de oxígeno utilizado generando una excesiva presión de O₂ en el fluido.

En relación con la PCO_2 , se observa un decremento a 43.4mmHg correspondiente a un valor normal. Esta disminución se debe al intercambio gaseoso ocurrido en el fluido durante la oxigenación. Finalmente, el valor de O_2sat es ligeramente por encima del rango esperando indicando una saturación de O_2 del 99.99%.

3.7 Bomba peristáltica y oxigenadores

A continuación, muestran los equipos diseñados. En Figura 3.18 se observa la bomba peristáltica compuesta por un motor NEMA 23 y un driver TB6600. Las partes exteriores fueron impresas en 3D mediante el uso de la impresora Rostock Max V3 con PLA como filamento. Ésta cuenta con un controlador y monitoreo de velocidad.

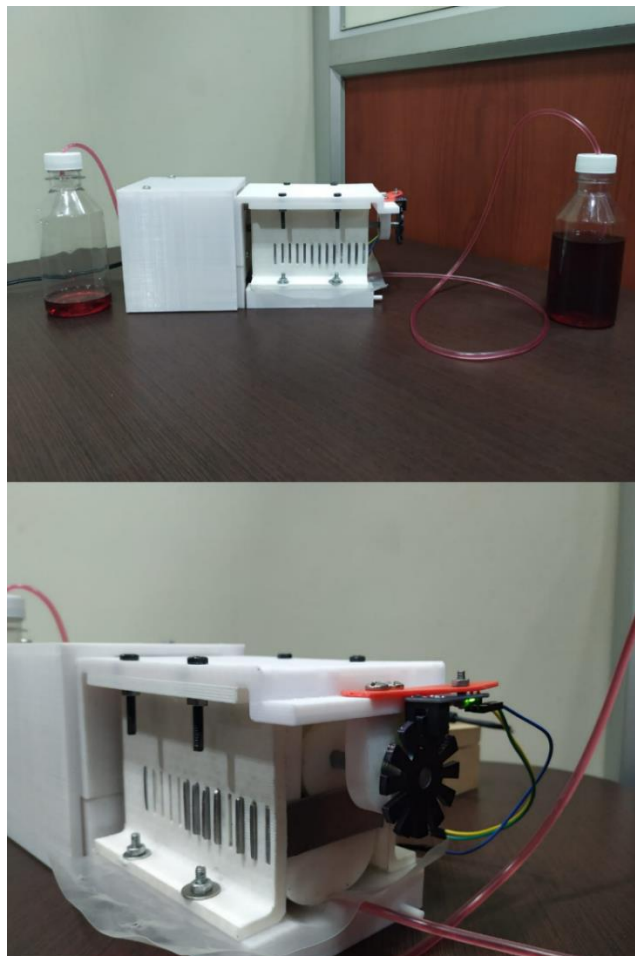


Figura 3.18 Bomba peristáltica

Las Figuras 3.19 y 3.20 muestran los oxigenadores de burbuja y por impresión 3D, respectivamente. El primero está compuesto por un tubo cuya porosidad se encuentra entre 40-60 μm y un envase que permite almacenar el buffer. En segundo oxigenador está compuesto de cuatro partes impresas en 3D con PLA.



Figura 3.19 Oxigenador de burbuja



Figura 3.20 Oxigenador de membrana por impresión 3D

3.8 Análisis de costos

En la presente sección se detallan los costos totales de fabricación de los equipos. Conviene subrayar que el presente trabajo es de carácter investigativo por lo que no se analizó la rentabilidad del mismo.

3.8.1 Costo de fabricación de la bomba peristáltica

En la Tabla 3.3 se muestra el costo de los insumos utilizados para la construcción de la bomba peristáltica.

Tabla 3.3 Costos de insumos para la bomba peristáltica

Insumos	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Varilla de acero AISI 1018 de 1/4 in de diámetro por 140 mm de longitud	1	\$0.75	\$0.75
Varilla de acero AISI 1018 de 20 mm de diámetro por 25 mm de longitud	1	\$0.50	\$0.50
Perno M2	1	\$0.10	\$0.10
Tuerca M2	1	\$0.10	\$0.10
Perno M4	8	\$0.15	\$1.20
Tuerca M4	8	\$0.15	\$1.20
Arandela	8	\$0.05	\$0.40
Tornillo M4	2	\$0.15	\$0.30
Perno M5	4	\$0.15	\$0.60
Tuerca M5	4	\$0.15	\$0.60
Prisioneros M4	2	\$0.20	\$0.40
Rodamiento de bolas de 19 mm de diámetro exterior, 1/4 in de diámetro interior y 10 mm de ancho	1	\$1.00	\$1.00
Rollo de PLA	1	\$28.00	\$28.00
Laina de acero AISI 304	13	\$2.30	\$30.00
Total			\$65.15

En relación con la mano de obra, la Tabla 3.4 muestra el gasto para cada servicio.

Tabla 3.4 Costos de manufactura para la bomba peristáltica

Servicio	Costo
Mecanizado de las varillas de acero AISI 1018 de 1/4 in y de 20 mm de diámetro en eje de transmisión y acople, respectivamente.	\$15.00
Total	\$15.00

Con respecto a los componentes electrónicos utilizados en la bomba, en la Tabla 3.5 se detallan el costo de adquisición de los mismos.

Tabla 3.5 Costos de los componentes electrónicos para la bomba peristáltica

Componente	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Motor NEMA 23	1	\$26.00	\$26.00
Driver TB6600	1	\$13.69	\$13.69

Arduino NANO	1	\$10.00	\$10.00
Jumpers	25	\$0.10	\$2.50
Protoboard	2	\$3.00	\$6.00
Potenciómetro	1	\$0.50	\$0.50
Fuente de 12 V DC	1	\$8.00	\$8.00
Pantalla LED KMR-1.8SPI	1	\$10.00	\$10.00
Enconder	1	\$2.50	\$2.50
Resistencia	11	\$0.15	\$1.65
Capacitor	1	\$0.10	\$0.10
Total			\$80.94

El costo de impresión de las piezas que conforman la estructura de la bomba se encuentran registrados en la Tabla 3.6. Éste se encuentra en función del tiempo de impresión y del material del filamento (PLA). Es necesario recalcar que no se incurrió en gastos de impresión dado que se utilizó la impresora presente en el Laboratorio de Mecatrónica. Sin embargo, el costo de impresión por hora mostrado a continuación corresponde a un promedio de negocios que prestan el servicio.

Tabla 3.6 Costos de impresión de piezas para la bomba peristáltica

Pieza	Cantidad	Tiempo de impresión	Costo por hora	Costo total
1	1	17 horas con 30 minutos	\$2.00	\$35.00
3	1	15 horas	\$2.00	\$30.00
8	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
9	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
10	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
11	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
12	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
13	2	45 minutos	\$2.00	\$3.00
14	1	7 horas con 12 minutos	\$2.00	\$14.40
15	1	7 horas con 12 minutos	\$2.00	\$14.40
16	1	12 horas con 26 minutos	\$2.00	\$24.90
20	12	2 horas con 30 minutos	\$2.00	\$60.00
23	1	1 hora	\$2.00	\$2.00
24	1	10 minutos	\$2.00	\$0.30
26	1	50 minutos	\$2.00	\$1.65
Total				\$200.65

Finalmente, en la Tabla 3.7 se muestra el costo total de fabricación de la bomba peristáltica.

Tabla 3.7 Costos de fabricación de la bomba peristáltica

Rubros	Costo
Insumos	\$65.15
Manufactura	\$15.00
Componentes electrónicos	\$80.94
Piezas impresas en 3D	\$200.65
Total	\$361.74

3.8.2 Costo de fabricación del oxigenador de burbuja

Con respecto al oxigenador de burbuja, en la Tabla 3.8 se muestran los costos de los materiales adquiridos.

Tabla 3.8 Costos de materiales para el oxigenador de burbuja

Materiales	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Vial de vidrio de 50 mL	1	\$0.75	\$0.75
Vaso de precipitación de 600 mL	1	\$8.00	\$8.00
Tubo poroso	1	\$35.40	\$35.40
Total			\$44.15

En cuanto a la mano de obra, la Tabla 3.9 muestra el gasto para el servicio realizado.

Tabla 3.9 Costos de manufactura para el oxigenador de burbuja

Servicio	Costo
Perforado de la base del vial de vidrio	\$2.00
Total	\$2.00

El costo de impresión de las piezas que utilizadas en el oxigenador se encuentran registrados en la Tabla 3.10.

Tabla 3.10 Costos de impresión de piezas para el oxigenador de burbuja

Pieza	Cantidad	Tiempo de impresión	Costo unitario	Costo total
1	1	2 horas con 50 minutos	\$2.00	\$5.70
4	1	5 horas	\$2.00	\$10.00
Total				\$15.70

En último lugar, se muestra el costo de fabricación del oxigenador de burbuja en la Tabla 3.11.

Tabla 3.11 Costos de fabricación del oxigenador de burbuja

Rubros	Costo
Materiales	\$44.15
Manufactura	\$2.00
Piezas impresas en 3D	\$15.70
Total	\$61.85

3.8.3 Costo de fabricación del oxigenador de membrana por impresión 3D

En cuanto al oxigenador por impresión 3D se procedió a registrar el costo de impresión de sus piezas en la Tabla 3.12.

Tabla 3.12 Costos de impresión para el oxigenador de membrana

Pieza	Cantidad	Tiempo de impresión	Costo unitario	Costo total
1	2	2 horas con 20 minutos	\$2.00	\$9.30
2	1	3 horas	\$2.00	\$6.00
3	1	5 horas con 35 minutos	\$2.00	\$11.15
Total				\$26.45

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El diseño realizado de la bomba peristáltica permite mantener aislados los componentes mecánicos del fluido para evitar el ingreso de algún elemento externo que interfiera con las pruebas de perfusión. Considerando que cada experimento a realizar involucra la adición de virus ZIKV y anticuerpos, todas las líneas de bombeo son desechables, asegurándose la asepsia en cada una de las pruebas. Adicionalmente, mediante la inclusión de la lámina de plástico se evita el desgaste por rozamiento de los seguidores con el tubo y una posible ruptura de este.
- De acuerdo a estudios realizados previamente (Correa Fierro, 2018), para realizar la perfusión de un cotiledón se requiere 12mL/min para el lado materno y 4mL/min para la parte fetal, por tanto, la bomba peristáltica desarrollada en este proyecto permite la regulación de flujos de fluido sanguíneo o perfusato en un rango de 1.15 a 28.9 mL/min, valores que abarcan un rango mayor al necesario para realizar la perfusión de un cotiledón de placenta humana en condiciones naturales.
- Mediante las mediciones de la presión a la salida de la bomba podemos concluir que la bomba peristáltica diseñada es capaz de generar un flujo pulsante que depende del flujo del fluido, cuyo rango de valores se encuentran dentro de las curvas teóricas presentes. Cabe destacar que el objetivo principal del proyecto fue diseñar y construir los equipos, por ende, el sistema de control es un plus que se agrega al equipo.
- El diseño del oxigenador de burbuja permite mantener la asepsia en cada experimento de perfusión placentaria puesto que al ser de vidrio el tubo poroso y la cámara de mezclado pueden esterilizarse una vez realizada cada prueba y, en cuanto a las piezas de PLA, éstas pueden desecharse e imprimírselas nuevamente.

- El oxigenador de burbuja permite el intercambio gaseoso entre el oxígeno y dióxido de carbono disueltos en el buffer, situación reflejada en la disminución de PCO_2 a 43.4 mmHg y en el aumento de la PO_2 por encima de 600 mmHg. Adicionalmente, genera una saturación de O_2 del 99.99%.
- El diseño del sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea diseñado en este proyecto puede permitir la perfusión en diferentes tejidos y órganos evitando su descomposición y facilitando la experimentación con ellos durante un determinado periodo de tiempo.

4.2 Recomendaciones

- Revisar el estado de la membrana plástica ubicada entre las piezas 15, 16 y 18 que sirve para separar los dedos del tubo que transporta del fluido y cambiarlo en caso de identificarse desgaste en éste.
- Lubricar periódicamente las superficies laterales de los seguidores que se encuentran en contacto con las linternas de acero con aceite ligeramente hidratado, no volátil e insoluble en agua, de coloración ámbar claro y de alta densidad.
- Realizar la experimentación en una habitación climatizada con el fin de evitar sobrecalentamiento del controlador del motor, aunque no se vea afectado el funcionamiento de la bomba si podría provocar una leve quemadura a quien por descuido lo toque.

BIBLIOGRAFÍA

- Berg, J. M., & Dallas, T. (2013). Peristaltic Pumps. In D. Li (Ed.), *Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics* (pp. 2693–2701). New York: Springer.
- Bergdahl, L., & Bjork, V. O. (1978). Optimal gas flow in the new Shiley bubble oxygenator. *Scandinavian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 12(1), 55–57. <https://doi.org/10.1080/00365580.1978.11978676>
- Braile Biomédica. (2017). Bomba centrífuga Safiro. Retrieved October 26, 2018, from <https://braile.com.br/es/especialidades/cirugiacardiaca/bombacentrifugasafira>
- Cooley, D. A. (1987). Development of the roller pump for use in the cardiopulmonary bypass circuit. *Texas Heart Institute Journal*, 14(2), 112–118.
- Correa Fierro, R. E. (2018). *Desarrollo de un sistema de soporte artificial de placenta humana para la evaluación del flujo de anticuerpos contra Zika para la protección del feto*. Escuela Superior Politécnica del Litoral.
- Crespo Giménez, A., Garcés Molina, F. J., Casillas Viera, Y., & Cano Ballesteros, J. C. (2007). Indicaciones e interpretación de la gasometría. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 9(90), 5813–5816. [https://doi.org/10.1016/S0211-3449\(07\)74739-2](https://doi.org/10.1016/S0211-3449(07)74739-2)
- Dorantes, B., & Sanchez, J. L. (1994). Bombas de infusión. In B. Santos Ramos & M. D. Guerrero Aznar (Eds.), *Administración de medicamentos: teoría y práctica* (p. 255). Madrid: Edigrafos, S.A.
- Drummond, M., Braile, D. M., Lima-Oliveira, A. P. M., Camim, A. S., Oyama, R. S. K., & Sandoval, G. H. (2005). Technological evolution of membrane oxygenators. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, 20(4), 432–437. <https://doi.org/10.1590/S1678-97412005000400012>
- Encoder Products Company. (2017). ¿Qué es un Encoder? Retrieved January 24, 2019, from <http://encoder.com/blog/encoder-basics/que-es-un-encoder/>
- Encyclopædia Britannica. (2018). Hemoglobin. Retrieved October 17, 2018, from <https://www.britannica.com/science/hemoglobin>
- Fraser, K. (2015). Mechanical Stress Induced Blood Trauma. In S. M. Becker & A. V. B. T.-H. T. and F. F. in B. P. Kuznetsov (Eds.), *Heat Transfer and Fluid Flow in Biological Processes* (1st ed., pp. 305–333). Boston: Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-408077-5.00014-6>
- Gaylor, J., Hickey, S., Bell, G., & Pei, jm. (1994). Membrane oxygenators: Influence of

- design on performance. *Perfusion*, 9(3), 173–180.
<https://doi.org/10.1177/026765919400900304>
- Gómez, R. (2018). Oxigenación por membrana extracorpórea. Retrieved October 23, 2018, from <https://www.christusmuguerza.com.mx/hospital-alta-especialidad/ecmo/>
- Guzmán, F., & Murillo, R. (1990). Circulación extracorporea. *Revista Colombia de Anestesiología*, 18, 127–142. Retrieved from [http://www.revcolanestold.com.co/pdf/esp/1990/1990 Abril - Junio/mejo/Circulacion extracorporea.pdf](http://www.revcolanestold.com.co/pdf/esp/1990/1990%20Abril%20-%20Junio/mejo/Circulacion%20extracorporea.pdf)
- Haman, D. Z., & Zazueta, F. S. (2017). Chemical Injection Methods for Irrigation. Retrieved October 26, 2018, from <http://edis.ifas.ufl.edu/pdf/WI/WI00400.pdf>
- High, K. M., Bashein, G., & Kurusz, M. (2000). Principles of Oxygenator Function: Gas Exchange, Heat Transfer, and Operation. In G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley (Eds.), *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice* (2nd ed., pp. 47–51). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kd Scientific. (2018). The next generation of Peristaltic Pumps. Retrieved October 24, 2018, from https://www.kdscientific.com/media/wysiwyg/home_page/doc2.pdf
- Kessler, J., & Patterson, R. H. (1970). The Production of Microemboli by Various Blood Oxygenators. *Annals of Thoracic Surgery*, 9(3), 221–228.
[https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)65494-X](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(10)65494-X)
- Kurusz, M., High, K. M., Stammers, A. H., & Brindisi, N. (2002). Cardiopulmonary Bypass Circuits: Design and Use. In J. Frederick A. Hensley, D. E. Martin, & G. P. Gravlee (Eds.), *A Practical Approach to Cardiac Anesthesia* (4th ed., pp. 528–530). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- L. Souza, M. H., & O. Elías, D. (2006). Circulação Extracorpórea. Histórico e Desenvolvimento. In *Fundamentos da Circulação Extracorpórea* (2nd ed., pp. 17–18). Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio.
- Lake, C. L. (1985). Cardiopulmonary Bypass: Anatomy, Physiology, and Pharmacology. In C. L. Lake (Ed.), *Cardiovascular Anesthesia* (p. 313). Virginia: Springer.
- Litardo Mosquera, J. (2018). *Desarrollo de un sistema de soporte artificial de placenta humana para evaluación de transferencia de anticuerpos contra Zika*. Escuela Superior Politécnica del Litoral.
- Medtronic Italia S.p.A. (2017). BPX-80 BIO-Pump Plus. Retrieved from <http://www.medtronic.com/it-it/operatori-sanitari/products/cardiovascular/cardiopulmonary/bpx-80-bio-pump-plus->

centrifugal-blood-pump.html

- Mlakar, J., Korva, M., Tul, N., Popović, M., Poljšak-Prijatelj, M., Mraz, J., ... Avšič Županc, T. (2016). Zika Virus Associated with Microcephaly. *New England Journal of Medicine*, 374(10), 951–958. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1600651>
- Morales Pérez, C. (2009). Bombas centrífugas como asistencia ventricular: estado actual. *Cirugía Cardiovascular*, 16(2), 119–124. [https://doi.org/10.1016/S1134-0096\(09\)70156-1](https://doi.org/10.1016/S1134-0096(09)70156-1)
- Nagase, K., Kohori, F., & Sakai, K. (2005). Oxygen transfer performance of a membrane oxygenator composed of crossed and parallel hollow fibers. *Biochemical Engineering Journal*, 24(2), 105–113. <https://doi.org/10.1016/j.bej.2005.02.003>
- Norton, R. L. (2011). Introducción al Diseño. In R. L. Norton (Ed.), *Diseño de Máquinas* (4th ed., pp. 854–855). México: Pearson Educación.
- Pardell, X. (2018). Bomba Extracorpórea. Retrieved October 23, 2018, from <http://www.pardell.es/-bomba-extracorporea.html>
- Parthasarathy, R., & Ahmed, N. (1996). Size Distribution of Bubbles Generated by Fine-Pore Spargers. *Journal of Chemical Engineering of Japan - J CHEM ENG JPN*, 29, 1030–1034. <https://doi.org/10.1252/jcej.29.1030>
- Pohorecki, R., Moniuk, W., Bielski, P., Sobieszuk, P., & Dąbrowiecki, G. (2005). Bubble diameter correlation via numerical experiment. *Chemical Engineering Journal*, 113(1), 35–39. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2005.08.007>
- Rodríguez-Roisin, R. (1998). Normativa sobre la gasometría arterial. *Archivos de Bronconeumología*, 34(3), 109–169. [https://doi.org/10.1016/S0300-2896\(15\)30471-3](https://doi.org/10.1016/S0300-2896(15)30471-3)
- V. Krick, E. (2006). El proceso de diseño: Especificación de una solución; el ciclo de diseño. In E. V. Krick (Ed.), *Introducción a la Ingeniería y al Diseño en Ingeniería* (pp. 172–173). México: Limusa.
- Ventura, C. V., Maia, M., Bravo-Filho, V., Góis, A. L., & Belfort, R. (2016). Zika virus in Brazil and macular atrophy in a child with microcephaly. *The Lancet*, 387(10015), 228. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)00006-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)00006-4)
- Wan, L. S., Liu, Z. M., & Xu, Z. K. (2009). Surface engineering of macroporous polypropylene membranes. *Soft Matter*, 5(9), 1775–1785. <https://doi.org/10.1039/b813600a>
- Yeager, T., & Roy, S. (2017). Evolution of Gas Permeable Membranes for Extracorporeal Membrane Oxygenation. *Artificial Organs*, 41(8), 700–709.

<https://doi.org/10.1111/aor.12835>

APÉNDICES

ANEXO A

Valores de posición, velocidad y aceleración obtenidos para el contorno de la leva y movimiento del seguidor

Radio base	15	mm	Desplazamiento	3	mm			
Angulo	rad	Curva	Posición	Velocidad	Aceleración	x	y	coordenadas
0	0	H-5	0	0	0.00045693	15	0	15,0
2	0.03490659		0.000913759	0.00091367	0.00045665	14.9917756	0.52352434	14.9917756081202,0.523524340283172
4	0.06981317		0.003653925	0.00182622	0.00045581	14.9671058	1.04660199	14.9671057777309,1.04660199105802
6	0.10471976		0.008217157	0.00273655	0.00045442	14.9260006	1.56878588	14.9260005730262,1.56878587580296
8	0.13962634		0.014597897	0.00364354	0.00045248	14.8684769	2.08962815	14.8684768622822,2.08962814897833
10	0.17453293		0.02278837	0.0045461	0.00044998	14.7945585	2.60867982	14.794558459112,2.6086798240101
12	0.20943951		0.032778599	0.00544312	0.00044694	14.7042763	3.12549042	14.7042763188758,3.12549041618618
14	0.2443461		0.044556411	0.0063335	0.00044335	14.5976688	3.63960761	14.5976687889097,3.6396076053051
16	0.27925268		0.058107456	0.00721617	0.00043923	14.4747819	4.15057692	14.4747819108649,4.15057692280558
18	0.31415927		0.073415226	0.00809005	0.00043456	14.3356698	4.65794147	14.3356697730888,4.65794146796728
20	0.34906585		0.090461069	0.00895407	0.00042937	14.1803949	5.16124166	14.1803949106283,5.16124165760863
22	0.38397244		0.109224218	0.00980718	0.00042365	14.0090288	5.66001501	14.009028750098,5.6600150135183
24	0.41887902		0.129681814	0.01064834	0.00041742	13.8216521	6.15379599	13.8216520963338,6.15379599164266
26	0.45378561		0.151808931	0.01147653	0.00041068	13.6183557	6.64211586	13.618355657442,6.64211585681474
28	0.48869219		0.175578611	0.01229074	0.00040344	13.3992406	7.12450261	13.3992406045692,7.12450260655092
30	0.52359878		0.200961894	0.01308997	0.00039571	13.1644192	7.60048095	13.1644191624432,7.60048094716167
32	0.55850536		0.227927856	0.01387325	0.0003875	12.9140152	8.06957233	12.9140152264892,8.06957232512351
34	0.59341195		0.256443641	0.01463964	0.00037881	12.648165	8.53129502	12.6481650020963,8.53129501634223
36	0.62831853		0.286474508	0.01538818	0.00036966	12.3670177	8.98516428	12.3670176614054,8.98516427560444
38	0.66322512		0.31798387	0.01611798	0.00036006	12.070736	9.43069255	12.0707360128112,9.43069254816636
40	0.6981317		0.350933335	0.01682814	0.00035003	11.7594972	9.86738975	11.7594971782129,9.86738974506874
42	0.73303829		0.385282762	0.0175178	0.00033956	11.4334933	10.2947636	11.4334932729263,10.294763583395
44	0.76794487		0.420990299	0.01818611	0.00032869	11.0929321	10.71232	11.0929320830609,10.7123199923091
46	0.80285146		0.458012444	0.01883227	0.00031741	10.7380377	11.1195636	10.7380377351003,11.1195635853234
48	0.83775804		0.49630409	0.01945549	0.00030574	10.3690514	11.5159982	10.3690513523719,11.5159981988508
50	0.87266463		0.535818585	0.020055	0.00029371	9.98623169	11.9011275	9.9862316930781,11.901127496704
52	0.90757121		0.576507787	0.02063007	0.00028131	9.58985576	12.2744556	9.58985576457311,12.2744556398039
54	0.9424778		0.618322122	0.02118002	0.00026857	9.18021941	12.635488	9.18021940860702,12.6354880199653

56	0.97738438	0.661210645	0.02170415	0.00025551	8.75763785	12.9837321	8.75763785232926,12.9837320562331
58	1.01229097	0.705121104	0.02220185	0.00024213	8.32244622	13.3186981	8.32244621993969,13.3186980518567
60	1.04719755	0.75	0.02267249	0.00022846	7.875	13.6399001	7.875,13.6399001096049
62	1.08210414	0.795792656	0.02311551	0.00021451	7.41567546	13.9468571	7.41567546357026,13.946857102756
64	1.11701072	0.84244328	0.02353037	0.0002003	6.94487003	14.2390937	6.94487002851402,14.2390936987312
66	1.15191731	0.889895035	0.02391656	0.00018585	6.46300257	14.5161414	6.46300256551985,14.5161414319949
68	1.18682389	0.93809011	0.02427362	0.00017117	5.97051364	14.7775398	5.97051364161654,14.7775398225077
70	1.22173048	0.986969785	0.0246011	0.00015628	5.4678657	15.0228375	5.46786569721277,15.0228375357026
72	1.25663706	1.036474508	0.0248986	0.0001412	4.95554315	15.2515936	4.95554315296784,15.2515935796507
74	1.29154365	1.086543966	0.02516577	0.00012595	4.43405244	15.4633785	4.43405244309781,15.4633785348074
76	1.32645023	1.137117157	0.02540228	0.00011054	3.90392197	15.6577758	3.90392197203872,15.6577758114645
78	1.36135682	1.188132464	0.02560784	9.5E-05	3.36570199	15.8343829	3.36570199172498,15.8343829298009
80	1.3962634	1.239527733	0.02578221	7.9344E-05	2.8199644	15.9928128	2.81996439709378,15.9928128172072
82	1.43116999	1.291240349	0.02592516	6.3592E-05	2.26730244	16.1326951	2.26730243779482,16.1326951173732
84	1.46607657	1.343207305	0.02603652	4.7762E-05	1.70833034	16.2536775	1.708330344446664,16.2536775054632
86	1.50098316	1.395365289	0.02611617	3.1874E-05	1.14368287	16.355427	1.14368286833425,16.355427003567
88	1.53588974	1.447650755	0.02616399	1.5946E-05	0.57401473	16.4376313	0.574014733286136,16.437631290507
90	1.57079633	1.5	0.02617994	2.799E-20	1.0107E-15	16.5	1.01074747529961E-15,16.5
92	1.60570291	1.552349245	0.02616399	-1.5946E-05	-	16.542266	-
94	1.6406095	1.604634711	0.02611617	-3.1874E-05	0.57766866	16.5641867	0.577668657896394,16.5422660011232
96	1.67551608	1.656792695	0.02603652	-4.7762E-05	-	16.565545	-1.15828076522189,16.5641866550071
98	1.71042267	1.708759651	0.02592516	-6.3592E-05	1.74110894	16.5461512	-1.74110894336593,16.5655450416898
100	1.74532925	1.760472267	0.02578221	-7.9344E-05	-	16.505843	-2.32540989388734,16.5461511510987
102	1.78023584	1.811867536	0.02560784	-9.5E-05	2.32540989	16.505843	-2.91042546591492,16.5058430321957
104	1.81514242	1.862882843	0.02540228	-0.00011054	-	16.4444879	-3.49538380526107,16.4444878944146
106	1.85004901	1.913456034	0.02516577	-0.00012595	3.49538381	16.4444879	-4.07950058275032,16.3619831556434
					-4.6619803	16.2582574	-4.66198029886317,16.2582574311572

108	1.88495559	1.963525492	0.0248986	-0.0001412	-	5.24201766	16.1332715	-5.24201766140542,16.1332714580894
110	1.91986218	2.013030215	0.0246011	-0.00015628	-	5.81879903	15.987019	-5.8187990325343,15.9870189502324
112	1.95476876	2.06190989	0.02427362	-0.00017117	-	6.39150394	15.8195274	-6.39150394110856,15.8195273781962
114	1.98967535	2.110104965	0.02391656	-0.00018585	-	6.95930666	15.6308587	-6.95930665598156,15.630858670211
116	2.02458193	2.15755672	0.02353037	-0.0002003	-	7.52137782	15.4211098	-7.52137781552554,15.4211098291413
118	2.05948852	2.204207344	0.02311551	-0.00021451	-	8.07688611	15.1904135	-8.07688610836413,15.1904134615886
120	2.0943951	2.25	0.02267249	-0.00022846	-	-8.625	14.9389382	-8.625,14.9389382152816
122	2.12930169	2.294878896	0.02220185	-0.00024213	-	-9.1648895	14.6668891	-9.16488949975607,14.6668891213054
124	2.16420827	2.338789355	0.02170415	-0.00025551	-	9.69572796	14.3745078	-9.69572796220539,14.3745078380833
126	2.19911486	2.381677878	0.02118002	-0.00026857	-	10.2166939	14.0620728	-10.2166939170446,14.062072794408
128	2.23402144	2.423492213	0.02063007	-0.00028131	-	10.7269729	13.7298992	-10.7269729211736,13.7298992292179
130	2.26892803	2.464181415	0.020055	-0.00029371	-	11.2257594	13.3783391	-11.2257594265777,13.3783391262223
132	2.30383461	2.50369591	0.01945549	-0.00030574	-	11.7122587	13.007781	-11.7122586574704,13.0077810419032
134	2.3387412	2.541987556	0.01883227	-0.00031741	-	12.1856885	12.6186498	-12.1856884900466,12.6186498258521
136	2.37364778	2.579009701	0.01818611	-0.00032869	-	12.6452813	12.2114062	-12.6452813281146,12.2114062328378
138	2.40855437	2.614717238	0.0175178	-0.00033956	-	-13.090286	11.7865464	-13.0902859678277,11.7865464264474
140	2.44346095	2.649066665	0.01682814	-0.00035003	-	13.5199694	11.3446014	-13.5199694447133,11.3446013745871
142	2.47836754	2.68201613	0.01611798	-0.00036006	-	13.9336189	10.8861361	-13.9336188562107,10.8861361375804
144	2.51327412	2.713525492	0.01538818	-0.00036966	-	14.3305432	10.4117491	-14.3305431529678,10.4117490500472
146	2.54818071	2.743556359	0.01463964	-0.00037881	-	14.7100749	9.9220708	-14.7100748922201,9.92207079819241
148	2.58308729	2.772072144	0.01387325	-0.0003875	-	15.0715719	9.41776339	-15.0715719466728,9.41776339457225

150	2.61799388		2.799038106	0.01308997	-0.00039571	-	15.4144192	8.89951905	-15.4144191624432,8.89951905283833
152	2.65290046		2.824421389	0.01229074	-0.00040344	-	-15.73803	8.36805897	-15.7380299597753,8.36805896538348
154	2.68780705		2.848191069	0.01147653	-0.00041068	-	16.0418479	7.82413199	-16.0418478704305,7.82413198722482
156	2.72271363		2.870318186	0.01064834	-0.00041742	-	-16.325348	7.26851323	-16.3253480058721,7.26851322985875
158	2.75762022		2.890775782	0.00980718	-0.00042365	-	16.5880385	6.70200257	-16.588038450606,6.7020025692068
160	2.7925268		2.909538931	0.00895407	-0.00042937	-	16.8294616	6.12542307	-16.8294615753067,6.12542307213844
162	2.82743339		2.926584774	0.00809005	-0.00043456	-	17.0491953	5.53961935	-17.0491952646512,5.53961934640599
164	2.86233997		2.941892544	0.00721617	-0.00043923	-	17.2468541	4.94545582	-17.2468540550996,4.9454558191554
166	2.89724656		2.955443589	0.0063335	-0.00044335	-	17.4220902	4.34381495	-17.4220901781981,4.34381494948394
168	2.93215314		2.967221401	0.00544312	-0.00044694	-	17.5745945	3.73559538	-17.5745945053397,3.73559538079988
170	2.96705973		2.97721163	0.0045461	-0.00044998	-	17.7040974	3.12171004	-17.7040973902909,3.1217100389986
172	3.00196631		2.985402103	0.00364354	-0.00045248	-	17.8103694	2.50308418	-17.8103694061897,2.50308418270383
174	3.0368729		2.991782843	0.00273655	-0.00045442	-	-17.893222	1.88065341	-17.8932219741269,1.88065341202961
176	3.07177948		2.996346075	0.00182622	-0.00045581	-	17.9525079	1.25536164	-17.9525078808433,1.25536164249812
178	3.10668607		2.999086241	0.00091367	-0.00045665	-	17.9881217	0.62815905	-17.9881216835099,0.628159050899355
180	3.14159265		3	3.2074E-18	-0.00045693	-	-18	2.2053E-15	-18,2.20526721883552E-15
182	3.17649924	H-6	2.999086241	0.00091367	-0.00045665	-	17.9881217	0.62815905	-17.9881216835099,- 0.628159050899359
184	3.21140582		2.996346075	0.00182622	-0.00045581	-	17.9525079	1.25536164	-17.9525078808433,-1.25536164249811
186	3.24631241		2.991782843	0.00273655	-0.00045442	-	-17.893222	1.88065341	-17.8932219741269,-1.88065341202959
188	3.28121899		2.985402103	0.00364354	-0.00045248	-	17.8103694	2.50308418	-17.8103694061897,-2.50308418270383
190	3.31612558		2.97721163	-0.0045461	-0.00044998	-	17.7040974	3.12171004	-17.7040973902909,-3.1217100389986

192	3.35103216						
		2.967221401	-	-0.00044694	-	-	-17.5745945053397,-3.73559538079987
194	3.38593875						
		2.955443589	-0.0063335	-0.00044335	17.4220902	4.34381495	-17.4220901781981,-4.34381494948393
196	3.42084533						
		2.941892544	-	-0.00043923	-	-	-17.2468540550996,-4.94545581915539
198	3.45575192						
		2.926584774	-	-0.00043456	-	-	-17.0491952646512,-5.53961934640599
200	3.4906585						
		2.909538931	-	-0.00042937	-	-	-16.8294615753067,-6.12542307213844
202	3.52556509						
		2.890775782	-	-0.00042365	-	-	-16.588038450606,-6.7020025692068
204	3.56047167						
		2.870318186	-	-0.00041742	-	-	-16.3253480058721,-7.26851322985874
206	3.59537826						
		2.848191069	-	-0.00041068	-	-	-16.0418478704305,-7.82413198722481
208	3.63028484						
		2.824421389	-	-0.00040344	-	-	-15.7380299597754,-8.36805896538348
210	3.66519143						
		2.799038106	-	-0.00039571	-	-	-15.4144191624432,-8.89951905283833
212	3.70009801						
		2.772072144	-	-0.0003875	-	-	-15.0715719466728,-9.41776339457225
214	3.7350046						
		2.743556359	-	-0.00037881	-	-	-14.7100748922201,-9.92207079819241
216	3.76991118						
		2.713525492	-	-0.00036966	-	-	-14.3305431529678,-10.4117490500472
218	3.80481777						
		2.68201613	-	-0.00036006	-	-	-13.9336188562107,-10.8861361375804
220	3.83972435						
		2.649066665	-	-0.00035003	-	-	-13.5199694447133,-11.3446013745871
222	3.87463094						
		2.614717238	-0.0175178	-0.00033956	-	-	-13.0902859678277,-11.7865464264474
224	3.90953752						
		2.579009701	-	-0.00032869	-	-	-12.6452813281146,-12.2114062328378
226	3.94444411						
		2.541987556	-	-0.00031741	-	-	-12.1856884900466,-12.6186498258521
228	3.97935069						
		2.50369591	-	-0.00030574	-	-	-11.7122586574704,-13.0077810419032

230	4.01425728	2.464181415	-0.020055	-0.00029371	-	-	-11.2257594265777,-13.3783391262223
232	4.04916386	2.423492213	0.02063007	-0.00028131	10.7269729	13.7298992	-10.7269729211736,-13.7298992292179
234	4.08407045	2.381677878	0.02118002	-0.00026857	10.2166939	14.0620728	-10.2166939170446,-14.062072794408
236	4.11897703	2.338789355	0.02170415	-0.00025551	9.69572796	14.3745078	-9.6957279622054,-14.3745078380833
238	4.15388362	2.294878896	0.02220185	-0.00024213	-9.1648895	14.6668891	-9.16488949975608,-14.6668891213054
240	4.1887902	2.25	0.02267249	-0.00022846	-8.625	14.9389382	-8.62500000000001,-14.9389382152816
242	4.22369679	2.204207344	0.02311551	-0.00021451	8.07688611	15.1904135	-8.07688610836414,-15.1904134615886
244	4.25860337	2.15755672	0.02353037	-0.0002003	7.52137782	15.4211098	-7.52137781552554,-15.4211098291413
246	4.29350996	2.110104965	0.02391656	-0.00018585	6.95930666	15.6308587	-6.95930665598156,-15.630858670211
248	4.32841654	2.06190989	0.02427362	-0.00017117	6.39150394	15.8195274	-6.39150394110856,-15.8195273781962
250	4.36332313	2.013030215	-0.0246011	-0.00015628	5.81879903	-15.987019	-5.81879903253431,-15.9870189502324
252	4.39822972	1.963525492	-0.0248986	-0.0001412	5.24201766	16.1332715	-5.24201766140542,-16.1332714580894
254	4.4331363	1.913456034	0.02516577	-0.00012595	-4.6619803	16.2582574	-4.66198029886316,-16.2582574311572
256	4.46804289	1.862882843	0.02540228	-0.00011054	4.07950058	16.3619832	-4.07950058275032,-16.3619831556434
258	4.50294947	1.811867536	0.02560784	-9.5E-05	3.49538381	16.4444879	-3.49538380526109,-16.4444878944146
260	4.53785606	1.760472267	0.02578221	-7.9344E-05	2.91042547	-16.505843	-2.91042546591492,-16.5058430321957
262	4.57276264	1.708759651	0.02592516	-6.3592E-05	2.32540989	16.5461512	-2.32540989388733,-16.5461511510987
264	4.60766923	1.656792695	0.02603652	-4.7762E-05	1.74110894	-16.565545	-1.74110894336593,-16.5655450416898
266	4.64257581	1.604634711	0.02611617	-3.1874E-05	1.15828077	16.5641867	-1.15828076522189,-16.5641866550071

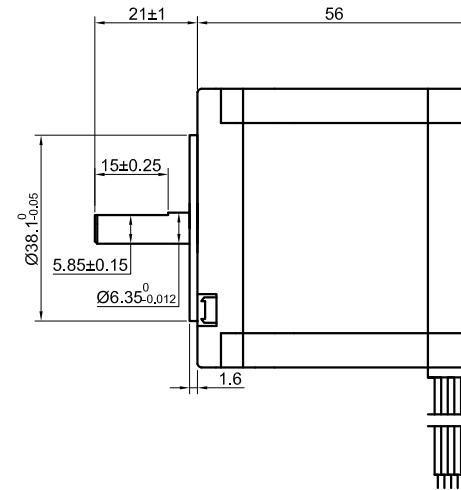
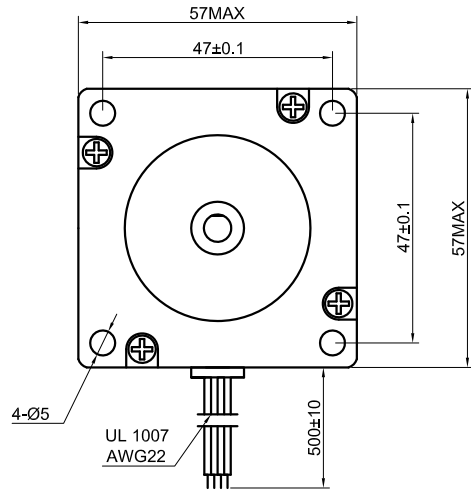
268	4.6774824	1.552349245	-	-1.5946E-05	-	-16.542266	-0.577668657896409,- 16.5422660011232
270	4.71238898	1.5	-	-2.799E-20	-3.0322E- 15	-16.5	-3.03224242589883E-15,-16.5
272	4.74729557	1.447650755	-	1.5946E-05	0.57401473	16.4376313	0.574014733286139,-16.437631290507
274	4.78220215	1.395365289	-	3.1874E-05	1.14368287	-16.355427	1.14368286833424,-16.3554270035671
276	4.81710874	1.343207305	-	4.7762E-05	1.70833034	16.2536775	1.70833034446663,-16.2536775054632
278	4.85201532	1.291240349	-	6.3592E-05	2.26730244	16.1326951	2.26730243779482,-16.1326951173732
280	4.88692191	1.239527733	-	7.9344E-05	2.8199644	15.9928128	2.81996439709378,-15.9928128172072
282	4.92182849	1.188132464	-	9.5E-05	3.36570199	15.8343829	3.36570199172497,-15.8343829298009
284	4.95673508	1.137117157	-	0.00011054	3.90392197	15.6577758	3.90392197203871,-15.6577758114645
286	4.99164166	1.086543966	-	0.00012595	4.43405244	15.4633785	4.43405244309781,-15.4633785348074
288	5.02654825	1.036474508	-	0.0001412	4.95554315	15.2515936	4.95554315296784,-15.2515935796507
290	5.06145483	0.986969785	-	0.00015628	5.4678657	15.0228375	5.46786569721276,-15.0228375357026
292	5.09636142	0.93809011	-	0.00017117	5.97051364	14.7775398	5.97051364161654,-14.7775398225077
294	5.131268	0.889895035	-	0.00018585	6.46300257	14.5161414	6.46300256551985,-14.5161414319949
296	5.16617459	0.84244328	-	0.0002003	6.94487003	14.2390937	6.94487002851402,-14.2390936987312
298	5.20108117	0.795792656	-	0.00021451	7.41567546	13.9468571	7.41567546357025,-13.946857102756
300	5.23598776	0.75	-	0.00022846	7.875	13.6399001	7.875,-13.6399001096049
302	5.27089434	0.705121104	-	0.00024213	8.32244622	13.3186981	8.32244621993969,-13.3186980518567
304	5.30580093	0.661210645	-	0.00025551	8.75763785	12.9837321	8.75763785232925,-12.9837320562331

306	5.34070751	0.618322122	-	0.00026857	9.18021941	-12.635488	9.18021940860701,-12.6354880199653
308	5.3756141	0.576507787	-	0.00028131	9.58985576	12.2744556	9.58985576457312,-12.2744556398039
310	5.41052068	0.535818585	-0.020055	0.00029371	9.98623169	11.9011275	9.98623169307809,-11.901127496704
312	5.44542727	0.49630409	-	0.00030574	10.3690514	11.5159982	10.3690513523719,-11.5159981988508
314	5.48033385	0.458012444	-	0.00031741	10.7380377	11.1195636	10.7380377351003,-11.1195635853234
316	5.51524044	0.420990299	-	0.00032869	11.0929321	-10.71232	11.0929320830609,-10.7123199923091
318	5.55014702	0.385282762	-0.0175178	0.00033956	11.4334933	10.2947636	11.4334932729263,-10.294763583395
320	5.58505361	0.350933335	-	0.00035003	11.7594972	9.86738975	11.7594971782129,-9.86738974506875
322	5.61996019	0.31798387	-	0.00036006	12.070736	9.43069255	12.0707360128112,-9.43069254816637
324	5.65486678	0.286474508	-	0.00036966	12.3670177	8.98516428	12.3670176614054,-8.98516427560445
326	5.68977336	0.256443641	-	0.00037881	12.648165	8.53129502	12.6481650020963,-8.53129501634224
328	5.72467995	0.227927856	-	0.0003875	12.9140152	8.06957233	12.9140152264892,-8.06957232512352
330	5.75958653	0.200961894	-	0.00039571	13.1644192	7.60048095	13.1644191624432,-7.60048094716168
332	5.79449312	0.175578611	-	0.00040344	13.3992406	7.12450261	13.3992406045692,-7.12450260655092
334	5.8293997	0.151808931	-	0.00041068	13.6183557	6.64211586	13.618355657442,-6.64211585681473
336	5.86430629	0.129681814	-	0.00041742	13.8216521	6.15379599	13.8216520963338,-6.15379599164266
338	5.89921287	0.109224218	-	0.00042365	14.0090288	5.66001501	14.009028750098,-5.66001501351831
340	5.93411946	0.090461069	-	0.00042937	14.1803949	5.16124166	14.1803949106283,-5.16124165760863
342	5.96902604	0.073415226	-	0.00043456	14.3356698	4.65794147	14.3356697730888,-4.65794146796728

344	6.00393263						
		0.058107456	-	0.00043923	14.4747819	-	14.4747819108649,-4.15057692280559
346	6.03883921	0.044556411	-0.0063335	0.00044335	14.5976688	-	14.5976687889097,-3.6396076053051
348	6.0737458	0.032778599	-	0.00044694	14.7042763	-	14.7042763188758,-3.12549041618619
350	6.10865238	0.02278837	-0.0045461	0.00044998	14.7945585	-	14.794558459112,-2.60867982401011
352	6.14355897	0.014597897	-	0.00045248	14.8684769	-	14.8684768622822,-2.08962814897834
354	6.17846555	0.008217157	-	0.00045442	14.9260006	-	14.9260005730262,-1.56878587580296
356	6.21337214	0.003653925	-	0.00045581	14.9671058	-	14.9671057777309,-1.04660199105801
358	6.24827872	0.000913759	-	0.00045665	14.9917756	-	14.9917756081202,-0.52352434028317
360	6.28318531	0	-3.2074E-18	0.00045693	15	-3.6754E-15	15,-3.67544536472586E-15

ANEXO B

Data sheet del motor paso a paso NEMA 23

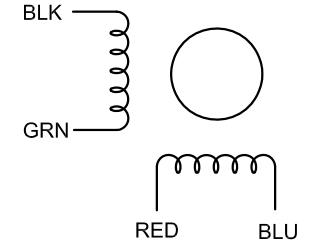


SPECIFICATION	CONNECTION	BIPOLAR
VOTAGE(VOC)		2.50
AMPS/PHASE		2.80
RESISTANCE/PHASE(Ohms)@25°C		0.90±10%
INDUCTANCE/PHASE(mH)@1KHz		2.50±20%
HOLDING TORQUE(Nm)[lb-in]		1.26[11.15]
STEP ANGLE(°)		1.80
STEP ACCURACY(NON-ACCUM)		±5.00%
ROTOR INERTIA(g-cm ²)		300.00
WEIGHT(Kg)[lb]		0.70[1.54]
TEMPERATURE RISE:MAX.80°C (MOTOR STANDSTILL;FOR 2PHASE ENERGIZED)		
AMBIENT TEMPERATURE -10°C~50°C[14°F~122°F]		
INSULATION RESISTANCE 100 Mohm (UNDER NORMAL TEMPERATURE AND HUMIDITY)		
INSULATION CLASS B 130°C[266°F]		
DIELECTRIC STRENGTH 500VAC FOR 1MIN.(BETWEEN THE MOTOR COILS AND THE MOTOR CASE)		
AMBIENT HUMIDITY MAX.85%(NO CONDENSATION)		

TYPE OF CONNECTION (EXTERN)		MOTOR	
PIN NO	BIPOLAR	LEADS	WINDING
1	A —	BLK	
2	A\ —	GRN	
3	B —	RED	
4	B\ —	BLU	

FULL STEP 2 PHASE-Ex. ,
WHEN FACING MOUNTING END (X)

STEP	A	B	A\	B\		CCW
1	+	+	-	-		
2	-	+	+	-		
3	-	-	+	+		
4	+	-	-	+		



APVD		
CHKD		
1:1.5	DRN	
SCALE	SIGNATURE	DATE

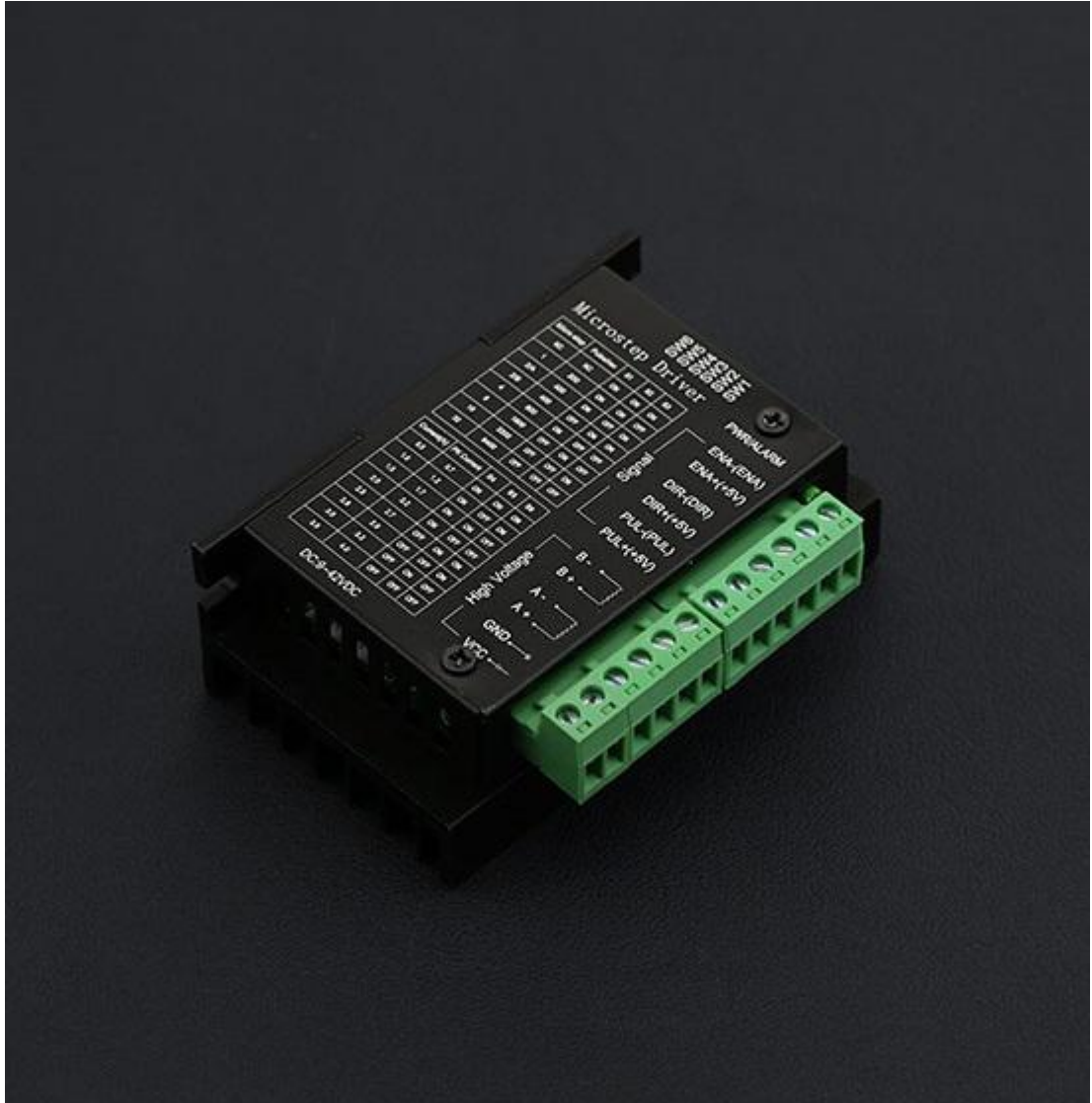
STEPPER MOTOR

23HS22-2804S

ANEXO C

Guía del usuario del driver TB6600

TB6600 Stepper Motor Driver User Guide



Version: V1.2

Contents

1. Introduction.....	1
Features:.....	1
Electric Specification:.....	1
INPUT & OUTPUT:.....	2
2. Stepper Motor Wiring:.....	4
3. Microcontroller Connection Diagram:.....	5
4. DIP Switch.....	6
Micro Step Setting.....	6
Current Control Setting.....	6
5. Off-line Function (EN Terminal):.....	7
6. FAQ.....	7
7. Dimension (96*56*33).....	8

Safety Precautions:

- Before using this product, please read this instruction manual carefully
- Keep this manual in a safe place for future reference
- The appearance of the picture is just for reference, please prevail in kind
- ❖ This device is driven by DC power supply, make sure the power positive and negative before you power it.
- ❖ Please do not electrified plug
- ❖ Please do not mix conductive foreign matter such as screws or metal
- ❖ Please keep it dry, and pay attention to moisture-proof
- ❖ The equipment should be clean and well ventilated.

1. Introduction

This is a professional two-phase stepper motor driver. It supports speed and direction control. You can set its micro step and output current with 6 DIP switch. There are 7 kinds of micro steps (1, 2 / A, 2 / B, 4, 8, 16, 32) and 8 kinds of current control (0.5A, 1A, 1.5A, 2A, 2.5A, 2.8A, 3.0A, 3.5A) in all. And all signal terminals adopt high-speed optocoupler isolation, enhancing its anti-high-frequency interference ability.

Features:

- ※ Support 8 kinds of current control
- ※ Support 7 kinds of micro steps adjustable
- ※ The interfaces adopt high-speed optocoupler isolation
- ※ Automatic semi-flow to reduce heat
- ※ Large area heat sink
- ※ Anti-high-frequency interference ability
- ※ Input anti-reverse protection
- ※ Overheat, over current and short circuit protection

Electrical Specification:

Input Current	0~5.0A
Output Current	0.5-4.0A
Power (MAX)	160W
Micro Step	1, 2/A, 2/B, 4, 8, 16, 32
Temperature	-10 ~ 45°C
Humidity	No Condensation
Weight	0.2 kg
Dimension	96*56*33 mm

INPUT & OUTPUT:

- **Signal Input:**

PUL+	Pulse +
PUL-	Pulse -
DIR+	Direction +
DIR-	Direction -
EN+	Off-line Control Enable +
EN-	Off-line Control Enable -

- **Motor Machine Winding:**

A+	Stepper motor A+
A-	Stepper motor A-
B+	Stepper motor B+
B-	Stepper motor B-

- **Power Supply:**

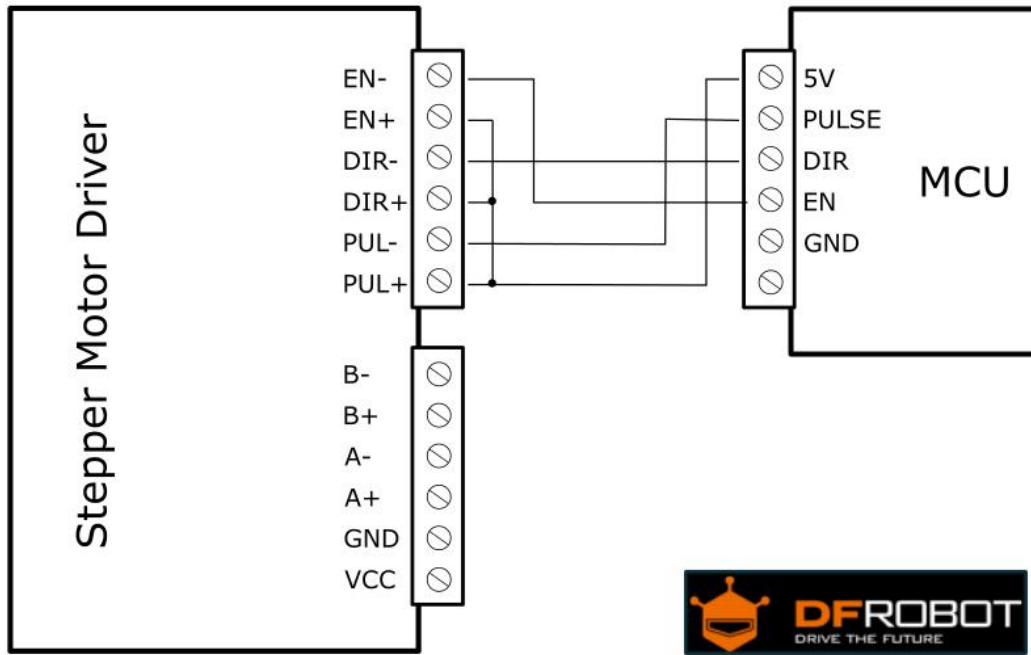
VCC	VCC (DC9-42V)
GND	GND

- **Wiring instructions**

There are three input signals in all: ① Step pulse signal PUL +, PUL-; ② Direction signal DIR +, DIR-; ③ off-line signal EN +, EN-. The driver supports common-cathode and common-anode circuit, you can select one according to your demand.

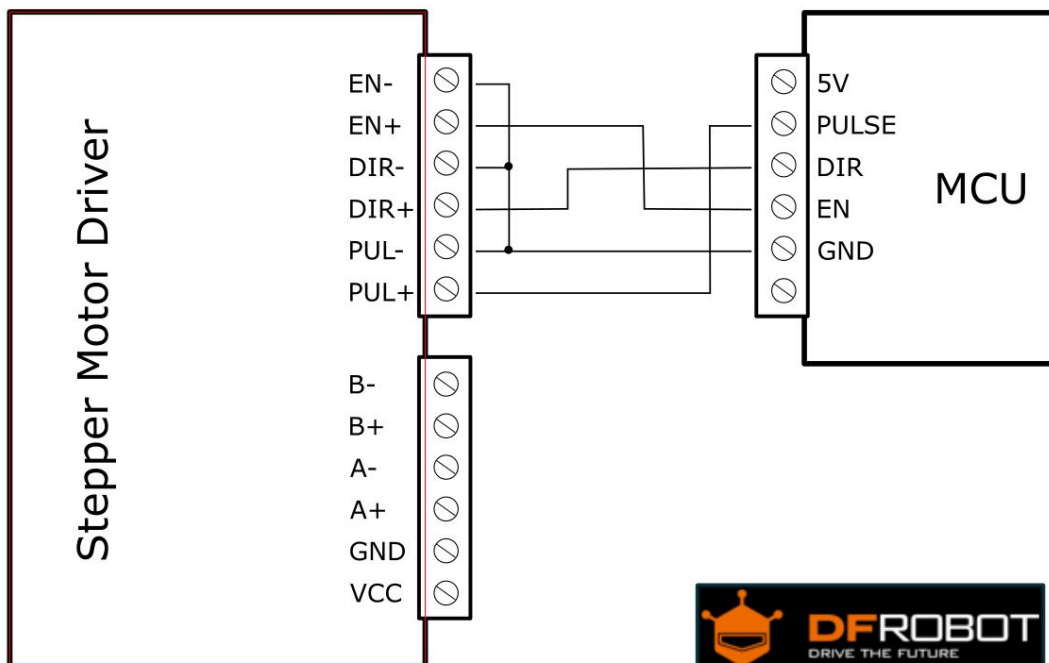
Common-Anode Connection:

Connect PUL +, DIR + and EN + to the power supply of the control system. If the power supply is + 5V, it can be directly connected. If the power supply is more than + 5V, the current limiting resistor R must be added externally. To ensure that the controller pin can output 8 ~ 15mA current to drive the internal optocoupler chip. Pulse signal connects to PUL-; direction signal connects to Dir- ; Enable signal connects to EN-. As shown below:



Common-Cathode Connection:

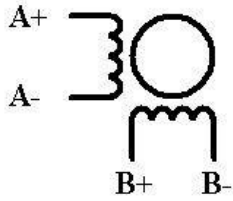
Connect PUL -, DIR - and EN - to the ground terminal of the control system. Pulse signal connects to PUL-; direction signal connects to Dir- ; Enable signal connects to EN-. As shown below:



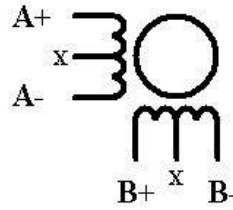
Note: When "EN" is in the valid state, the motor is in a free states (Off-line mode). In this mode, you can adjust the motor shaft position manually. When "EN" is in the invalid state, the motor will be in an automatic control mode.

2. Stepper Motor Wiring:

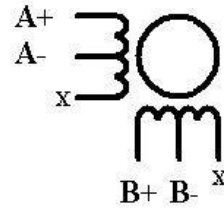
Two-phase 4-wire, 6-wire, 8-wire motor wiring, as shown below:



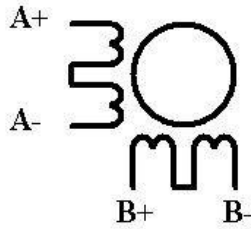
四线电机接线方法



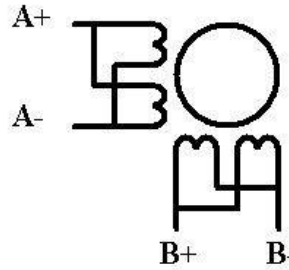
六线电机接线方法
高力矩输出



六线电机接线方法
高速度输出



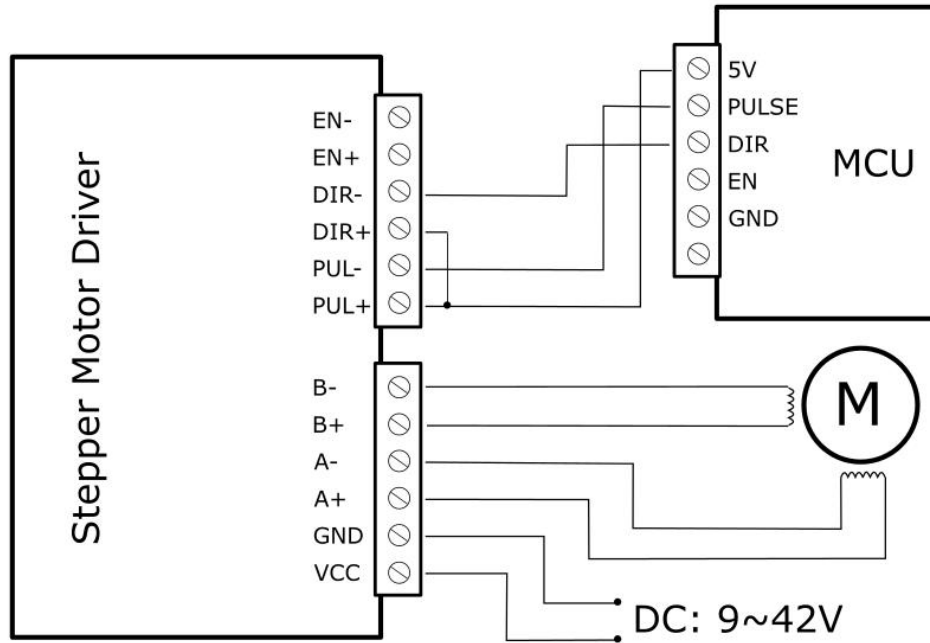
八线电机接线方法
高力矩输出



八线电机接线方法
高速度输出

3. Microcontroller Connection Diagram:

This is an example for the common-anode connection. ("EN" not connected)



Note: Please cut off the power when you connect the system, and ensure the power polar is correct. Or it will damage the controller.

4. DIP Switch

Micro Step Setting

The follow tablet shows the driver Micro step. You can set the motor micro step via the first three DIP switch.

Step Angle = Motor Step Angle / Micro Step

E.g. An stepper motor with 1.8° step angle , the finial step angle under "Micro step 4" will be $1.8^{\circ}/4=0.45^{\circ}$

Micro Step	Pulse/Rev	S1	S2	S3
NC	NC	ON	ON	ON
1	200	ON	ON	OFF
2/A	400	ON	OFF	ON
2/B	400	OFF	ON	ON
4	800	ON	OFF	OFF
8	1600	OFF	ON	OFF
16	3200	OFF	OFF	ON
32	6400	OFF	OFF	OFF

Current Control Setting

Current (A)	S4	S5	S6
0.5	ON	ON	ON
1.0	ON	OFF	ON
1.5	ON	ON	OFF
2.0	ON	OFF	OFF
2.5	OFF	ON	ON
2.8	OFF	OFF	ON
3.0	OFF	ON	OFF
3.5	OFF	OFF	OFF

5. Off-line Function (EN Terminal):

If you turn on the Off-line function, the motor will enter a free state. You can adjust the motor shaft freely, and the pulse signal will be no response. If you turn it off, it will be back into automatic control mode

Note: Generally, EN terminal is not connected.

6. FAQ

1. Q: If the control signal is higher than 5V, how do I connect?

A: You need add a resistor in series

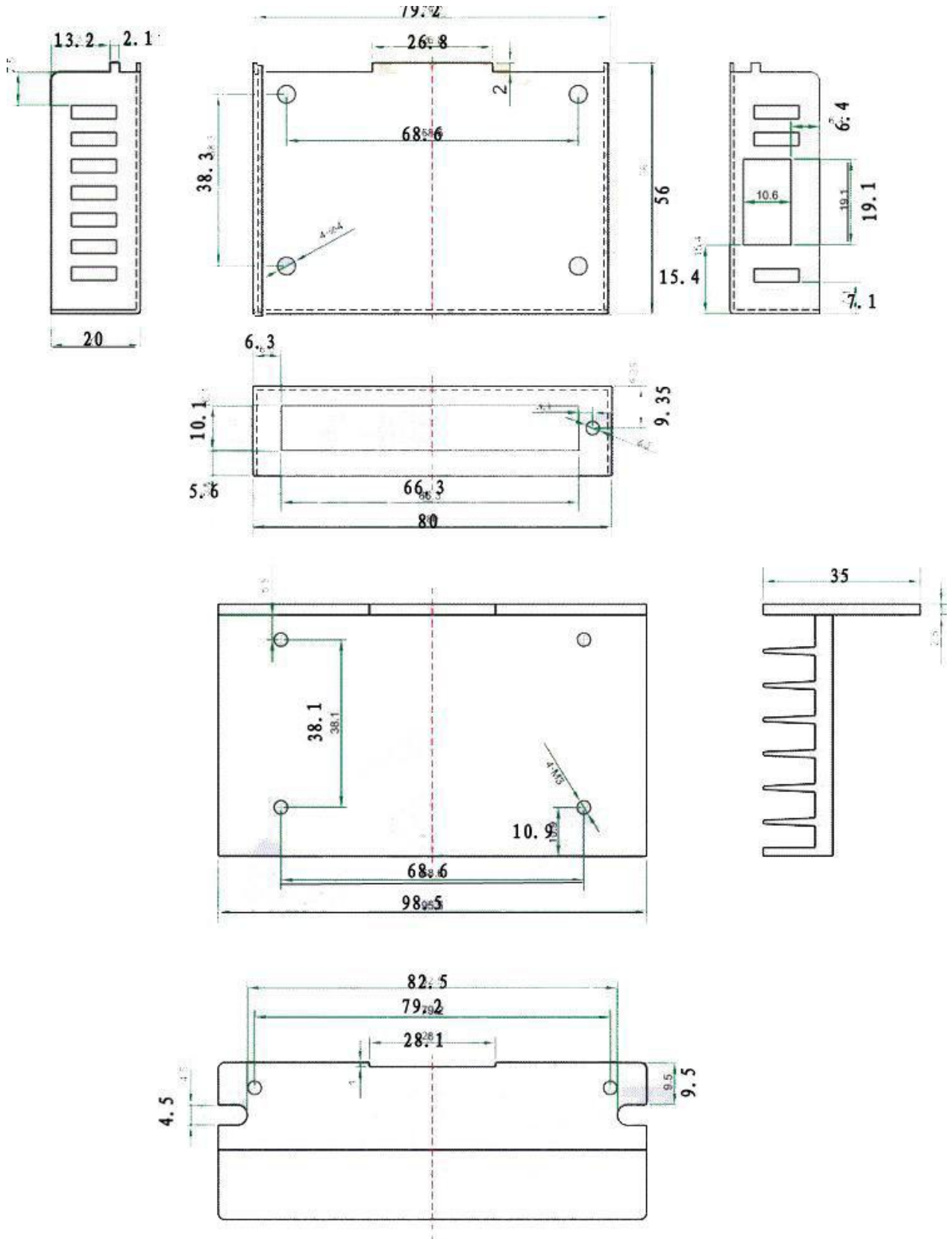
2. Q: After connected the power, why the motor doesn't work? The PWR Led has been ON.

A: Please check the power supply, it must higher than 9V. And make sure the I/O limited current is higher than 5mA

3. Q: How do we know the right order of the stepper motor?

A: Please check the motor specification, it show you the right order. Or you can measure it with a multimeter.

7. Dimension (96*56*33)



ANEXO D

Código para el control de la bomba peristáltica

```

#define TFT_PIN_CS 9 // PIN CS de la pantalla
#define TFT_PIN_DC 8 // PIN DC de la pantalla
#define TFT_PIN_RST 4 // PIN RESET de la pantalla

//Librerias para el control de la pantalla LCD
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_ST7735.h>

//Función para el control de la pantalla LCD

Adafruit_ST7735 tft = Adafruit_ST7735(TFT_PIN_CS, TFT_PIN_DC, TFT_PIN_RST);

// Pin del encoder
int encoder_pin = 2;
// Variable entera para presentar los RPM
unsigned int rpm;
// Variable de los pulsos en el encoder
volatile byte pulses;
// Tiempo entre pulso y pulso
unsigned long timeold;
// El número de pulsos dependera del número de ranuras
// Para este caso el disco ranurado tiene 12 ranuras
unsigned int pulsesperturn = 12;
//Flujo del fluido
int q;
void counter()
{
//Incremento del conteo
pulses++;
}
//_____

int PUL=7; //Pin para la señal de pulso del motor en el driver
int DIR=6; //Pin dirección en el driver para el motor
int EN=5; //Pin enable del driver TB6600

void setup() {

```

```

Serial.begin(9600);

//Inicio de la pantalla
tft.initR(INITR_BLACKTAB);

pinMode (PUL, OUTPUT);
pinMode (DIR, OUTPUT);
pinMode (EN, OUTPUT);
digitalWrite(EN,HIGH);

//El encoder va conectado a 3.3V
//Estado del pin del encoder
pinMode(encoder_pin, INPUT);
//Cuando sea 0 se genere una interrupción
attachInterrupt(0, counter, FALLING);
// Inicialización de variables
pulses = 0;
rpm = 0;
timeold = 0;
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
}

void loop() {
    digitalWrite(PUL,HIGH);
    delayMicroseconds(400);
    digitalWrite(PUL,LOW);
    delayMicroseconds(400);
//Lectura actual tiempo del arduino vs el tiempo anterior
if(millis() - timeold >= 1000)
{

//se actualiza le valor de rpm cada 1 segundo
// y este no se interrumpe durante el cálculo.
detachInterrupt(0);
//Transformación de las señales de pulso en RPM
rpm = (60 * 1000/pulsesperturn)/(millis() - timeold) * pulses;
//Se reinicia el tiempo al actual

```

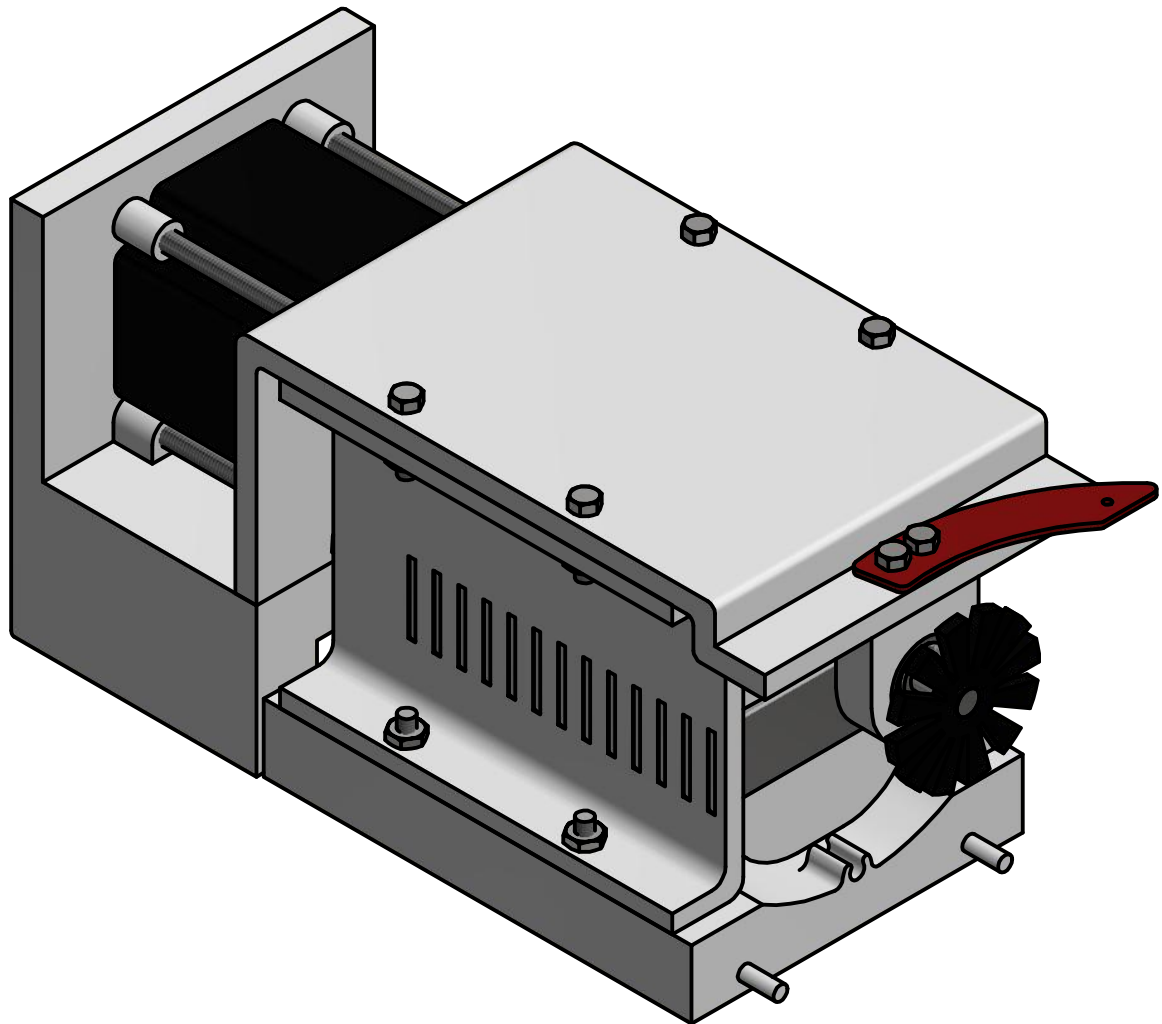
```
timeold = millis();
//Se inicializa la variable nuevamente
pulses = 0;
//Ecuación del flujo obtenida
q=0.0761*rpm+0.7998;
//Presentación de los datos en la pantalla
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
tft.setTextSize(2);
tft.setTextWrap(true);
tft.setCursor(24,4);
tft.setTextColor(ST7735_WHITE);
tft.print("Flujo [ml/min]: ");
tft.print(q);


//Se reinicia la interrupción
attachInterrupt(0, counter, FALLING);
}

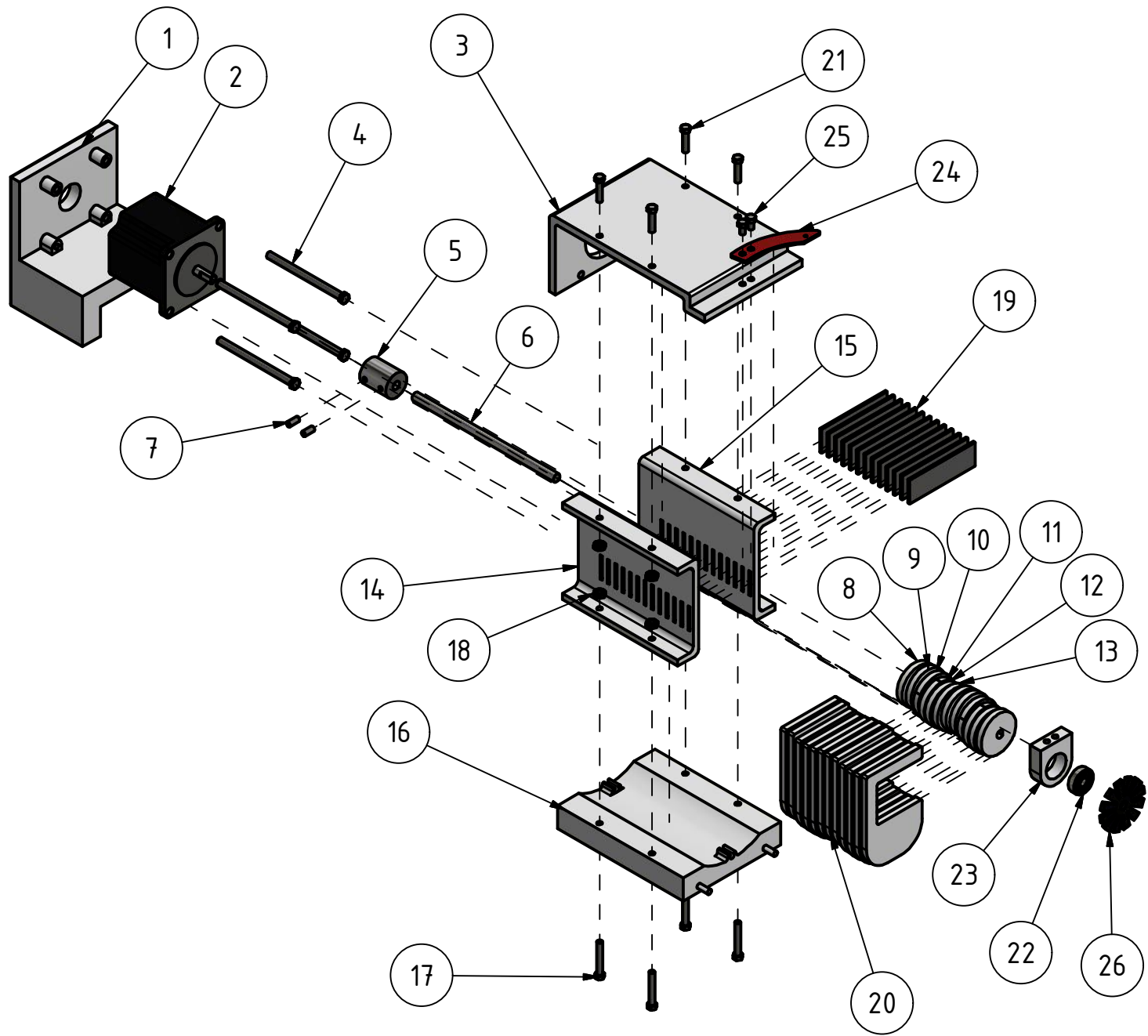
}
```


ANEXO E

Planos de la bomba peristáltica



				Tolerancias	Peso	Materiales		
						VARIOS		
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala	
			Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona			
			Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
				Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.	1:1.5	
				 ESPOL <i>"Impulsando la sociedad del conocimiento"</i>			Número de dibujo	
Edi-	Modifi-	Nombre	Fecha				FIMCP-19-00	
ción	cación							



				Tolerancias	Peso	Materiales	
						VARIOS	
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona	BOMBA PERISTÁLTICA	1:4
			Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
						Número de dibujo	
						FIMCP-19-01	
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha	 ESPOL <i>"Impulsando la sociedad del conocimiento"</i>				

1	2	3	4	5
No. de orden	No. de pieza	Denominación	Número de norma o dibujo	Observaciones
14	14	Pared 1 de la bomba de PLA	CPE INEM 003	Lado derecho
15	15	Pared 2 de la bomba de PLA	CPE INEM 003	Lado izquierdo
16	16	Base de la bomba de PLA	CPE INEM 003	
17	17	Perno M4x0.7	CPE INEM 003	4 pernos de 25mm de longitud
18	18	Tuercas M4x0.7	CPE INEM 003	8 tuercas
19	19	Lainas de acero	CPE INEM 003	
20	20	Seguidor de PLA	CPE INEM 003	12 seguidores impresos
21	21	Perno M4x0.7	CPE INEM 003	4 pernos de 20mm de longitud
22	22	Rodamiento de bolas	CPE INEM 003	Ø interior de 1/4in Ø exterior de 15mm
23	23	Soporte de rodamiento de PLA	CPE INEM 003	
24	24	Soporte del sensor de rpm	CPE INEM 003	
25	25	Perno M4x0.7	CPE INEM 003	2 pernos de 6mm de longitud
26	26	Disco ranurado de PLA	CPE INEM 003	12 ranuras

(Notas al pie)

	Fecha	Nombre
Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona
Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.
Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.

Denominación
Lista de piezas
de la bomba peristáltica

Lista de
hojas
Hoja No.2



ESPOL
"Impulsando la sociedad del conocimiento"

Número de dibujo
FIMCP-19-03

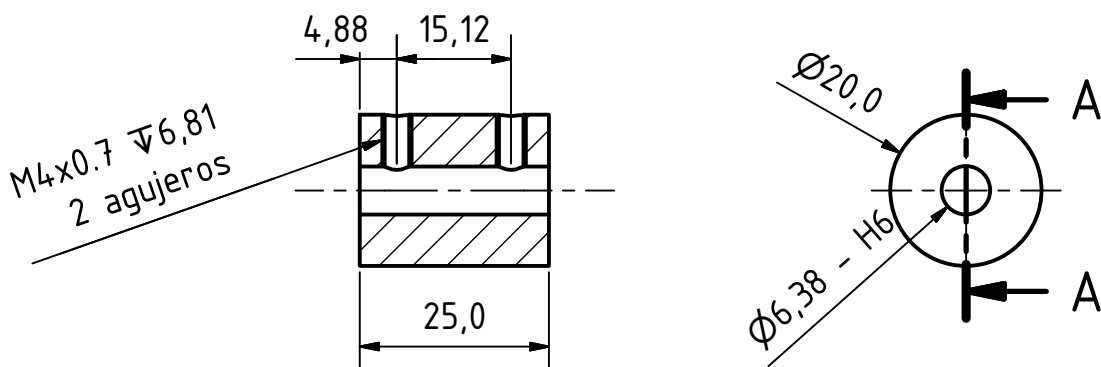


Edi-Modifi-
ción cación

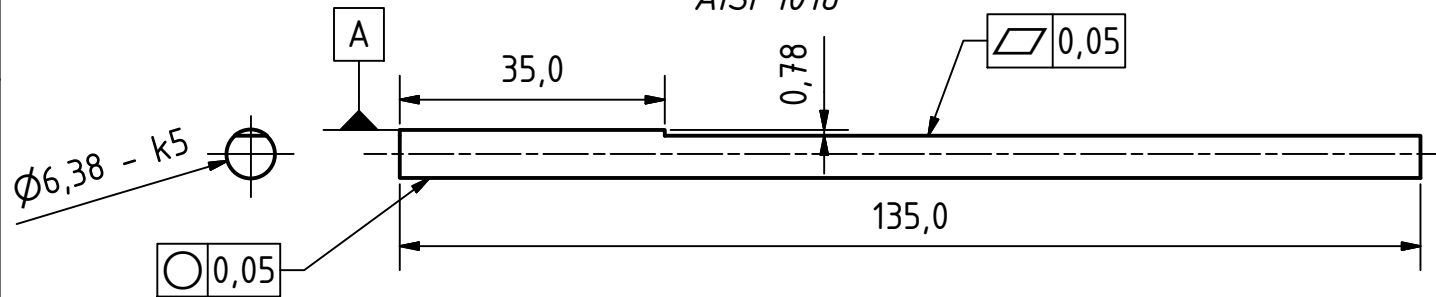
Nombre Fecha

PZ.#5 ACOPLÉ DE ACERO
AISI 1018

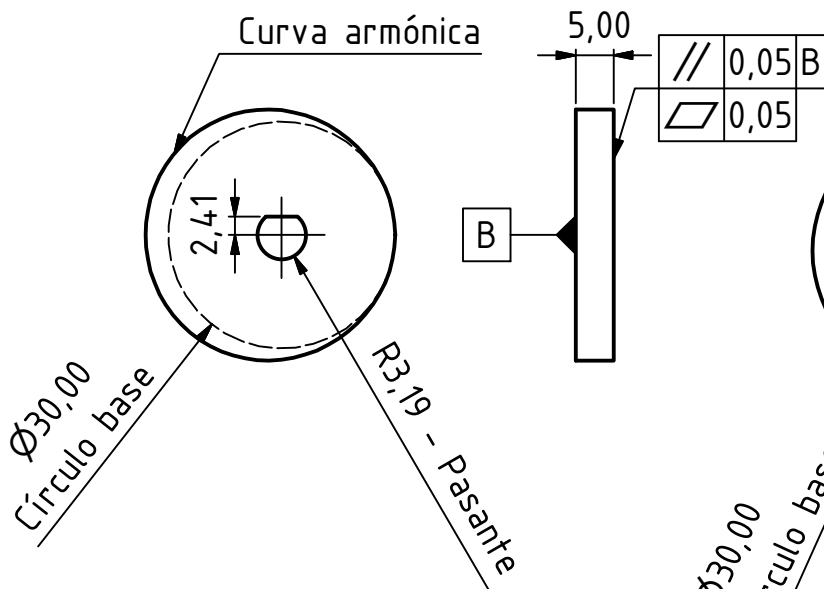
A-A (1:1)



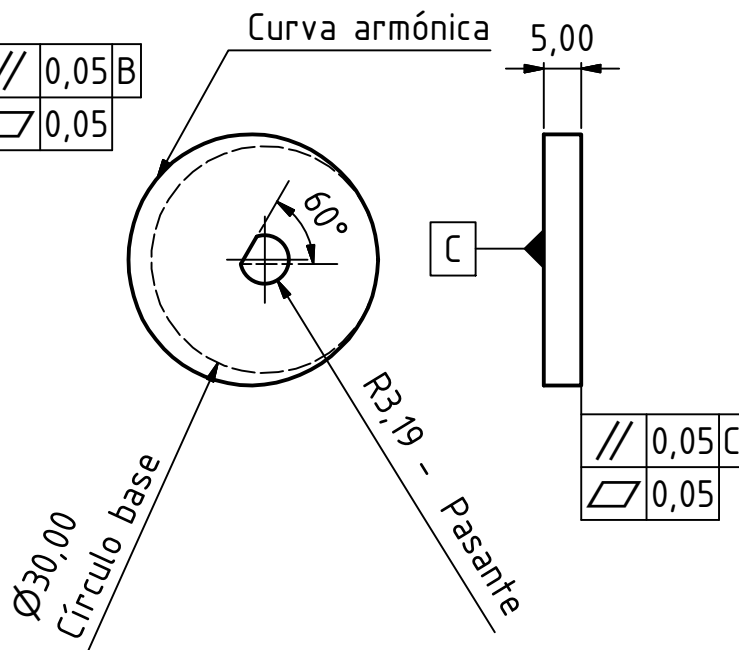
PZ.#6 EJE DE ACERO
AISI 1018



PZ.#8 LEVA 1 DE PLA

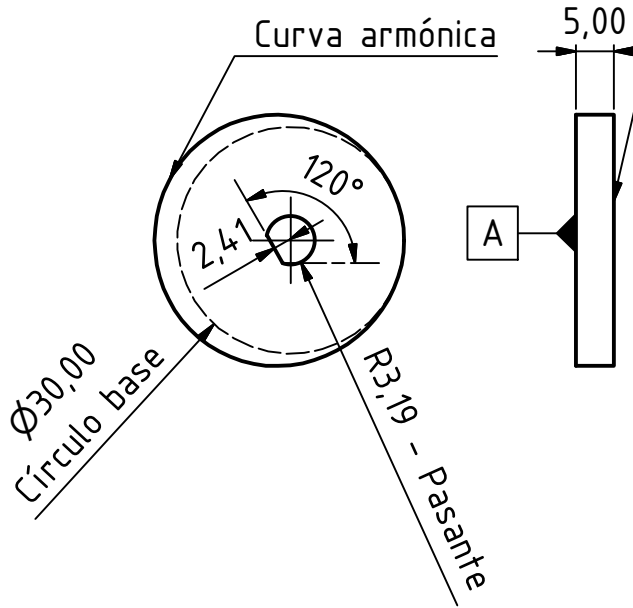


PZ.#9 LEVA 2 DE PLA

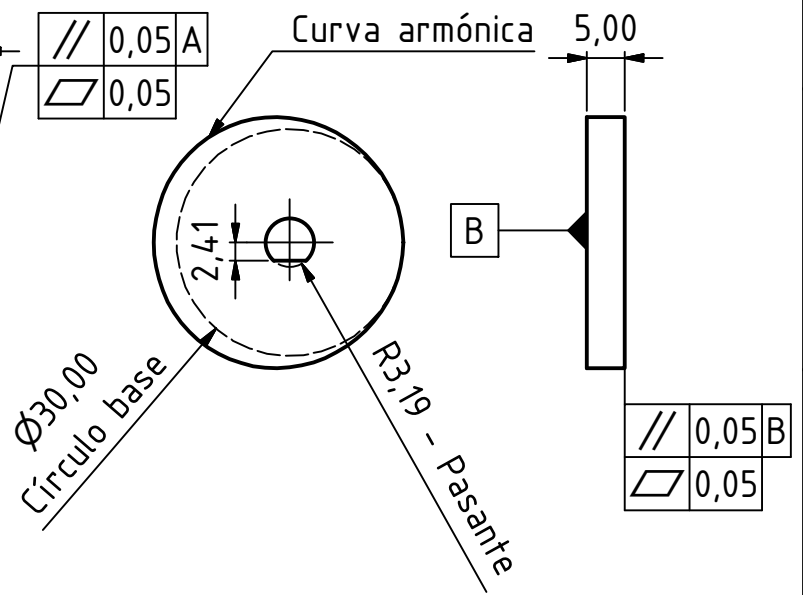


		Tolerancias		Peso	Materiales	
					VER EN EL PLANO	
		Fecha		Denominación		Escala 1:1
		Dib.	30/01/19	BOMBA PERISTÁLTICA		
		Rev.	30/01/19			
		Apro.		Número de dibujo		
				FIMCP-19-05		
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha				

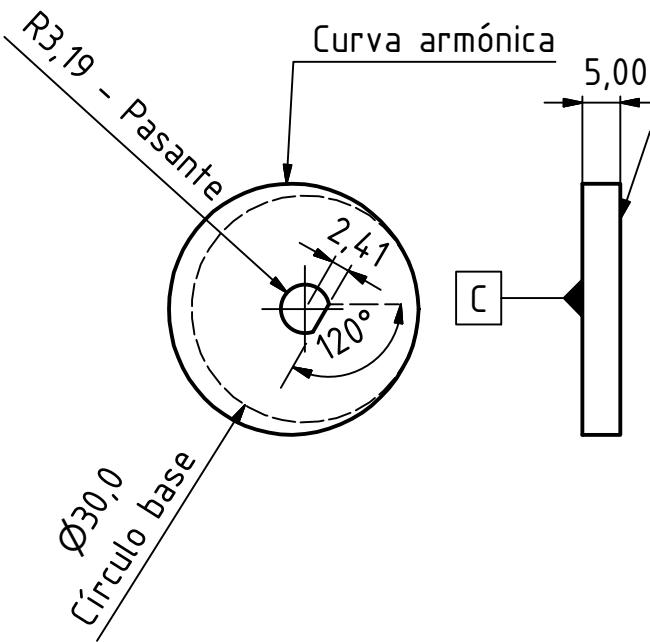
PZ.#10 LEVA 3 DE PLA



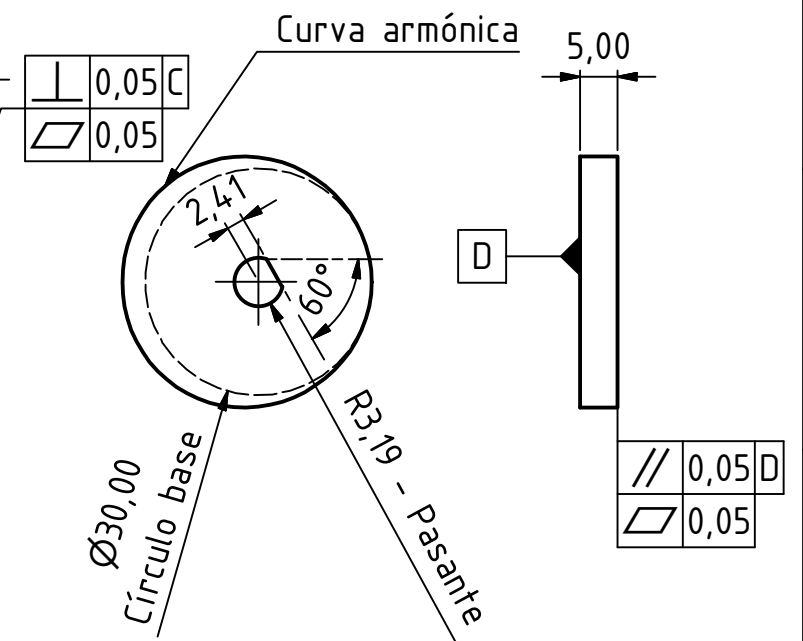
PZ.#11 LEVA 4 DE PLA



PZ.#12 LEVA 5 DE PLA



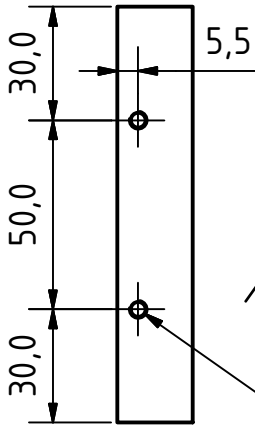
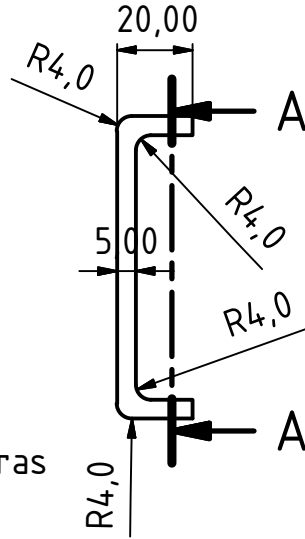
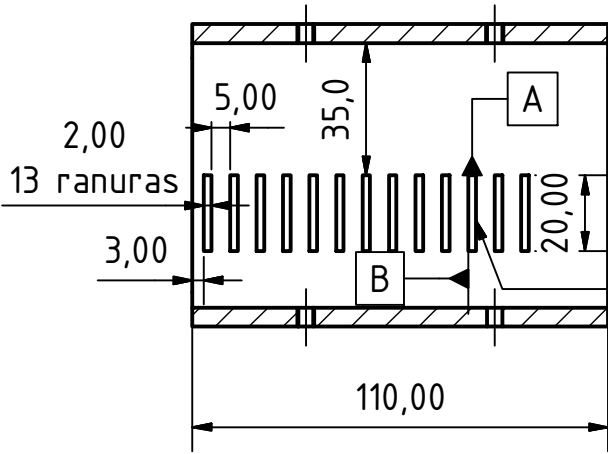
PZ.#13 LEVA 6 DE PLA



			Tolerancias	Peso	Materiales	
					VER EN EL PLANO	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona	BOMBA PERISTÁLTICA	1:1
			Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
					Número de dibujo	
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha	ESPOL <i>Impulsando la sociedad del conocimiento</i>		FIMCP-19-06	

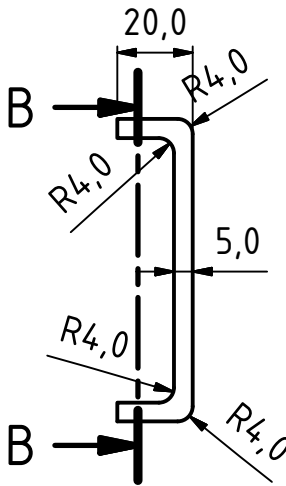
PZ.#14 PARED 1 DE LA BOMBA DE PLA

A-A (1 : 2)



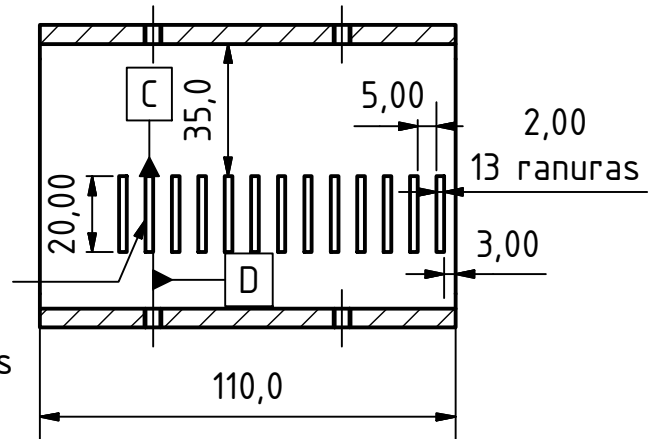
PZ.#15 PARED 2 DE LA BOMBA DE PLA


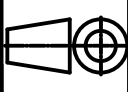
B-B (1 : 2)



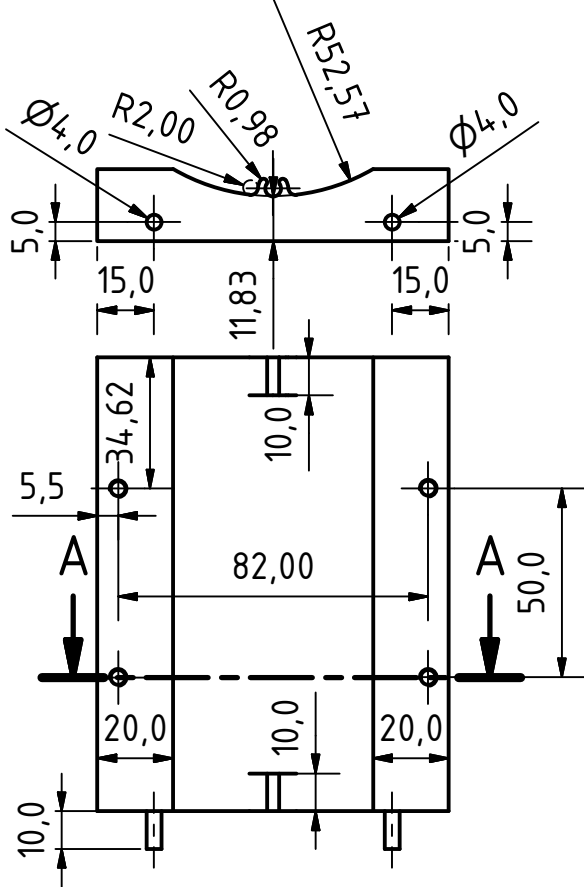
⊥	0,05 C
//	0,05 D

En las 13 ranuras

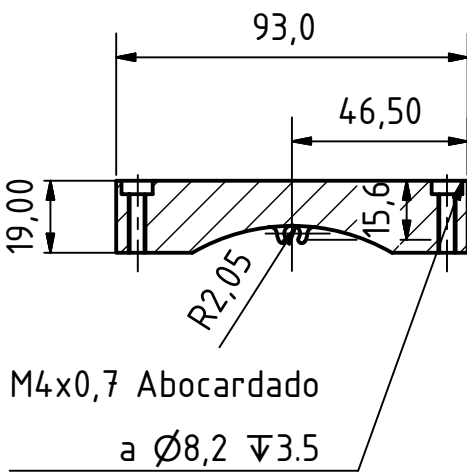


		Tolerancias		Peso	Materiales	
					VER EN EL PLANO	
		Fecha	Nombre	Denominación		Escala
		Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona	BOMBA PERISTÁLTICA		1:2
		Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
		Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
		 ESPOL Impulsando la sociedad del conocimiento		Número de dibujo		
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha		FIMCP-19-07		

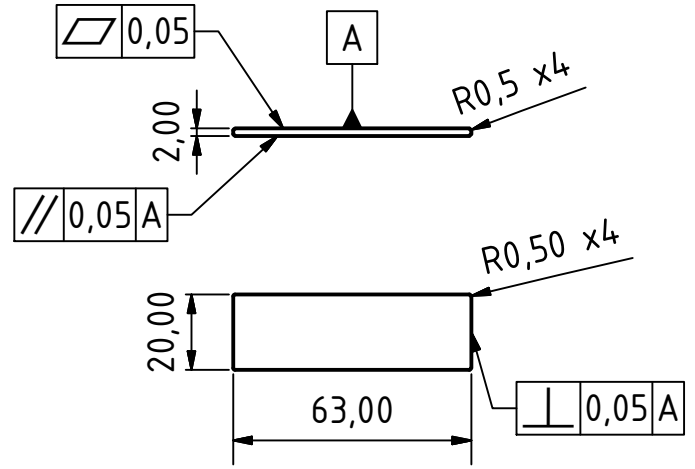
PZ.# 16 BASE DE LA BOMBA DE PLA



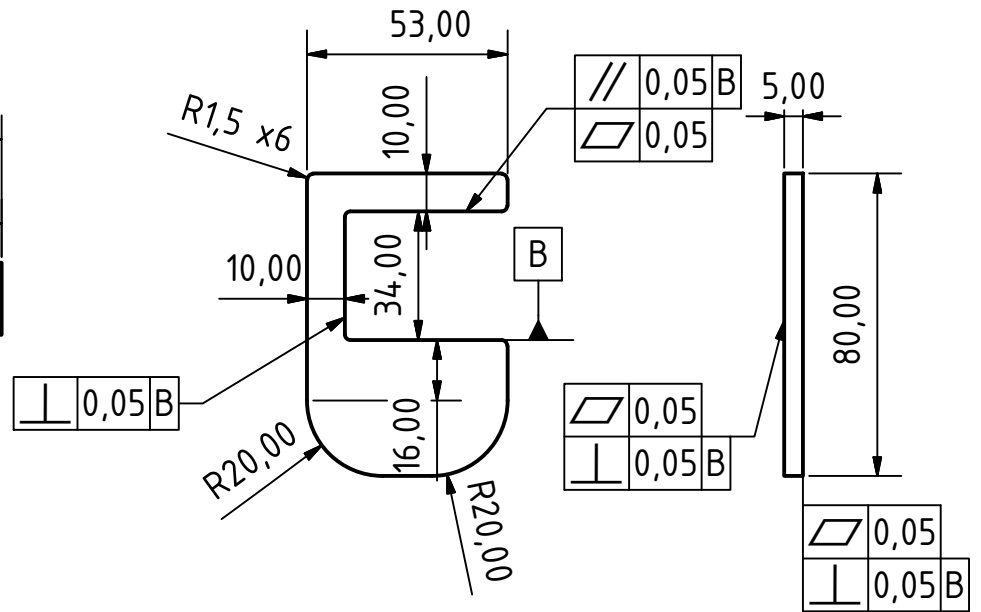
A-A (1 : 2)



PZ.# 19 LAINA DE ACERO AISI 304



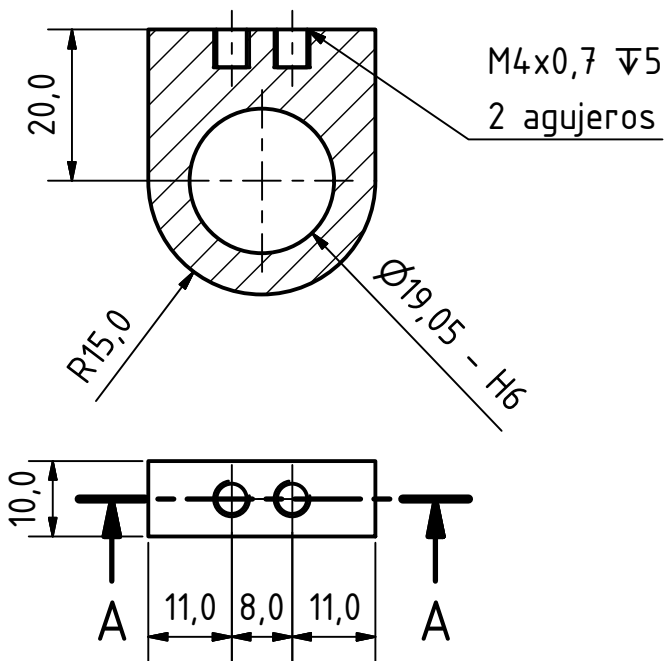
PZ.# 20 SEGUIDOR DE PLA



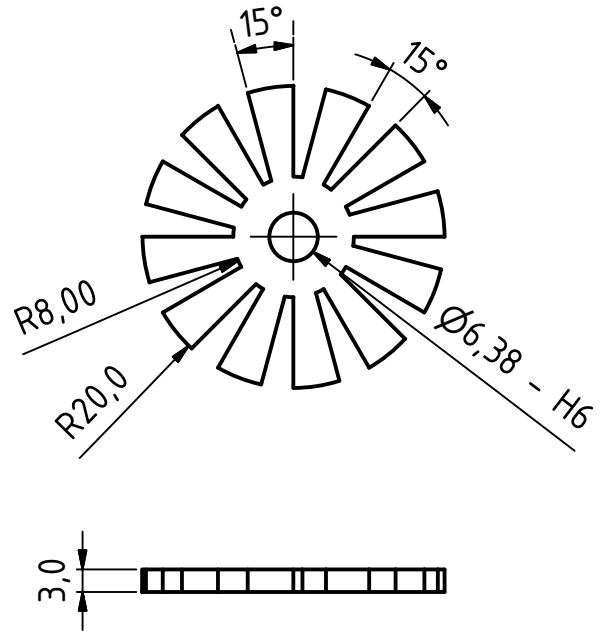
			Tolerancias	Peso	Materiales	
					VER EN EL PLANO	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona	BOMBA PERISTÁLTICA	1:2
			Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			<p>ESPOL "Impulsando la sociedad del conocimiento"</p>		Número de dibujo	
Edi-Modifi- ción-ción	Nombre	Fecha			FIMCP-19-08	

PZ.# 23 SOPORTE DE RODAMIENTO DE PLA

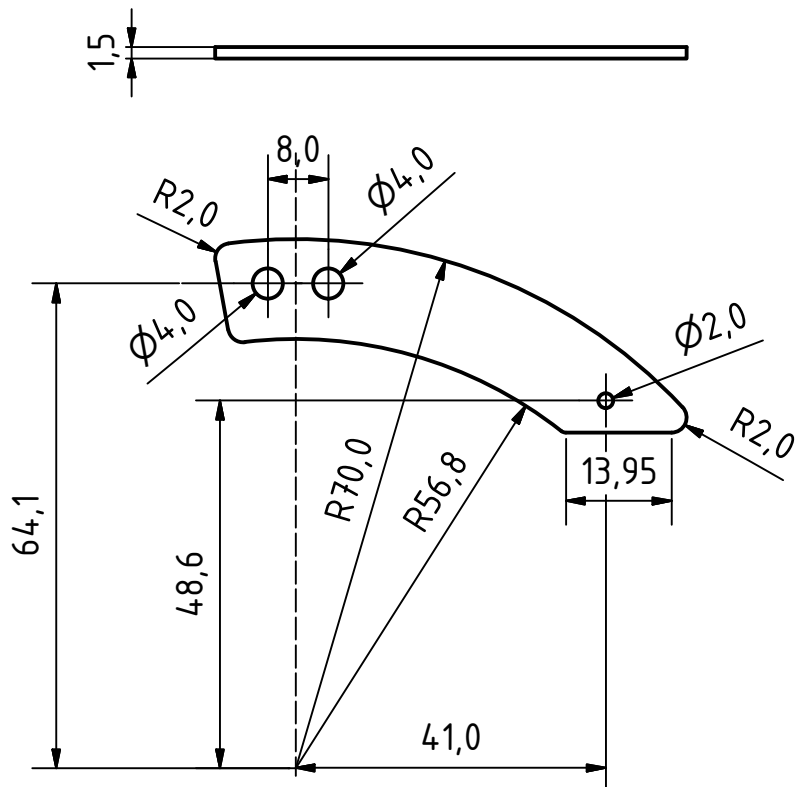
A-A (1:1)


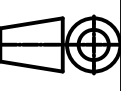


PZ. #26 DISCO RANURADO DE PLA



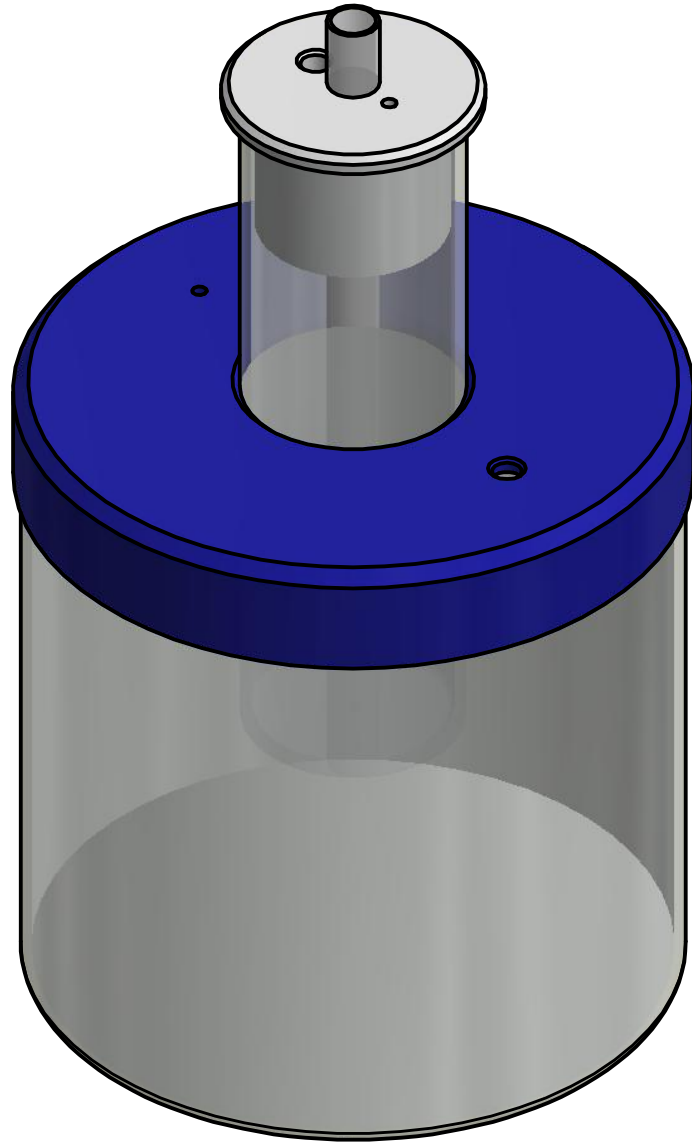
PZ.# 24 SOPORTE DEL SENSOR DE RPM DE PLA



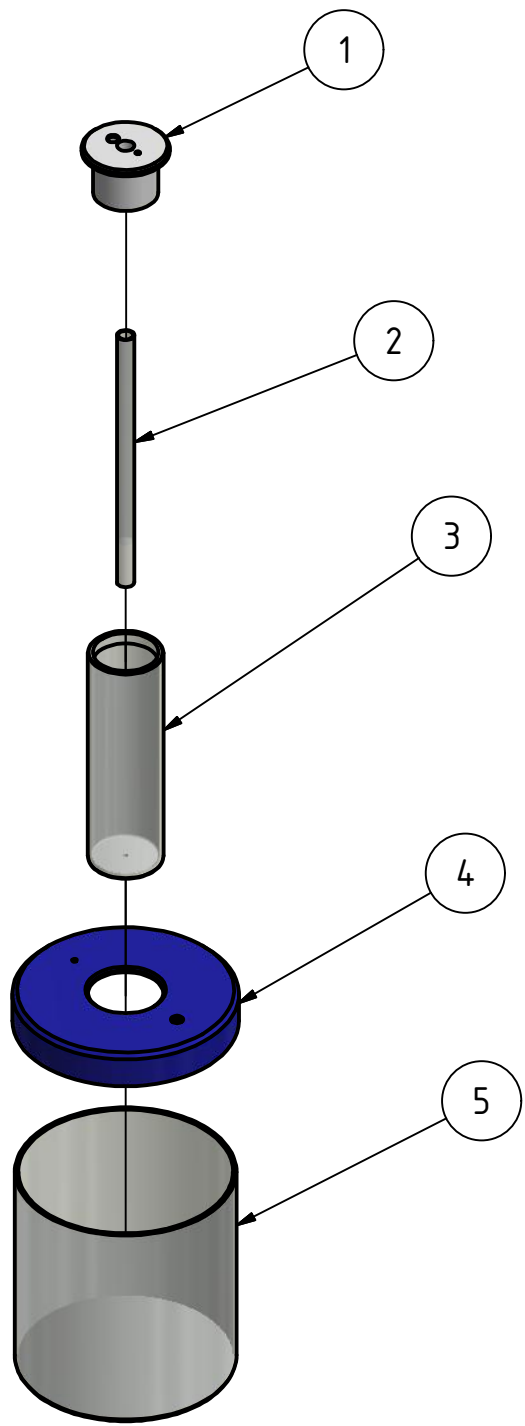
				Tolerancias	Peso	Materiales	
						VER EN EL PLANO	
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona	BOMBA PERISTÁLTICA	1:1
			Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
						Número de dibujo	
						FIMCP-19-09	
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha	 ESPOL <i>Impulsando la sociedad del conocimiento</i>				

ANEXO F

Planos del oxigenador de burbuja



				Tolerancias	Peso	Materiales	
						VARIOS	
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona		
			Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
			Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.	Número de dibujo	1:1
				ESPOL <i>"Impulsando la sociedad del conocimiento"</i>		FIMCP-19-00	
Edi-	Modifi-	Nombre	Fecha				
ción	cación						

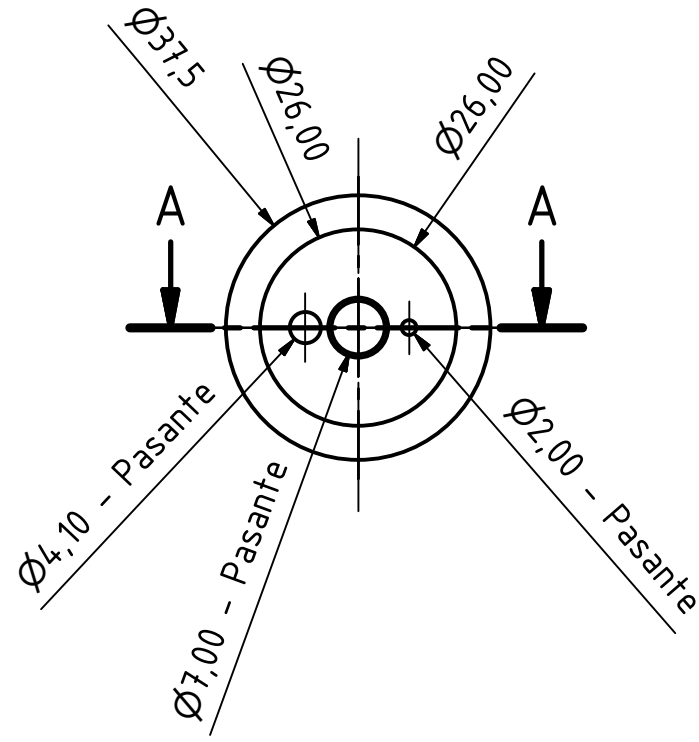


1	Tapa de la cámara de mezclado	CPE INEM 003	PLA	1			Impresa en 3D
2	Tubo poroso	CPE INEM 003	Vidrio	2			
3	Cámara de mezclado	CPE INEM 003	Vidrio	3			
4	Tapa del reservorio arterial	CPE INEM 003	PLA	4			Impresa en 3D
5	Reservorio arterial	CPE INEM 003	Vidrio	5			
No. de pieza	Denominación	No. de Norma/Dibujo	Material	No. de orden	No. del Modelo/semiproducto	Peso kg/pieza	Observaciones

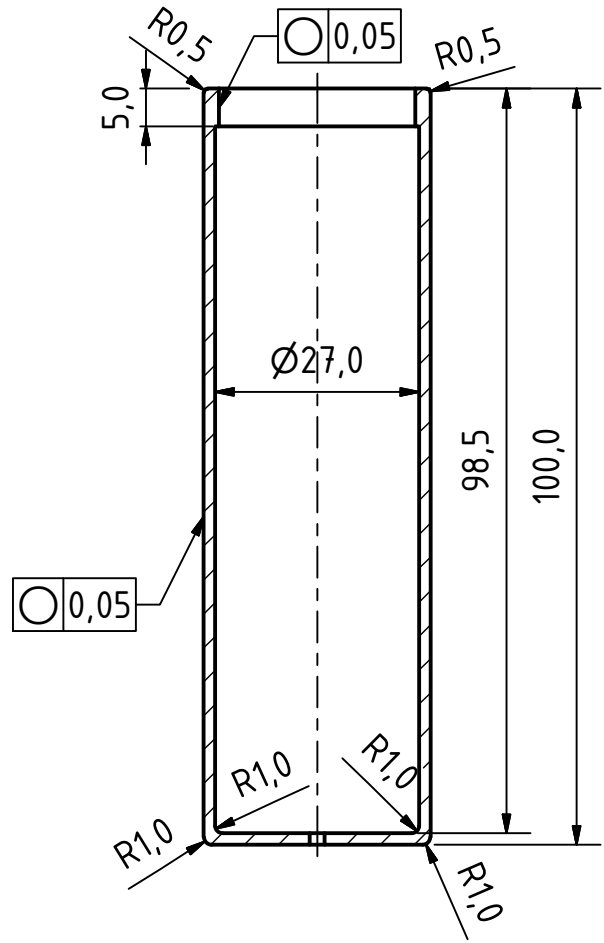
		Tolerancias		(Peso)	Materiales		
					VARIOS		
		Fecha	Nombre		Denominación		Escala
		Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona	OXIGENADOR DE BURBUJA		1:3
		Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
		Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
					Número de dibujo		
					FIMCP-19-01		
Edi-	Modifi-	Nombre	Fecha				
ción	cación						

PZ.#1 TAPA DE LA CÁMARA DE MEZCLADO DE PLA

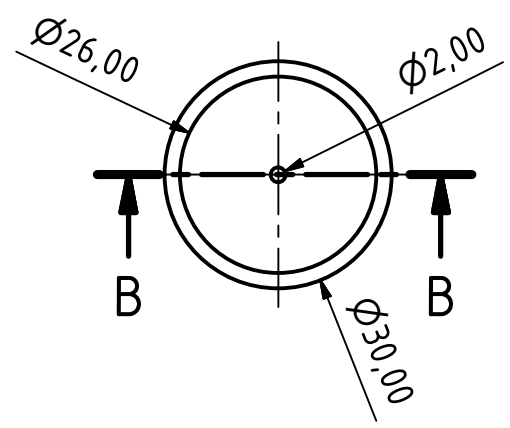
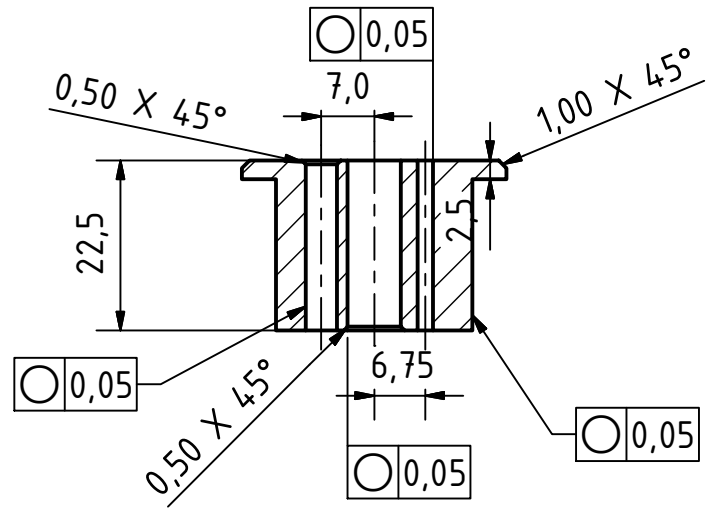
PZ.#3 CÁMARA DE MEZCLADO DE VIDRIO



B-B (1:1)



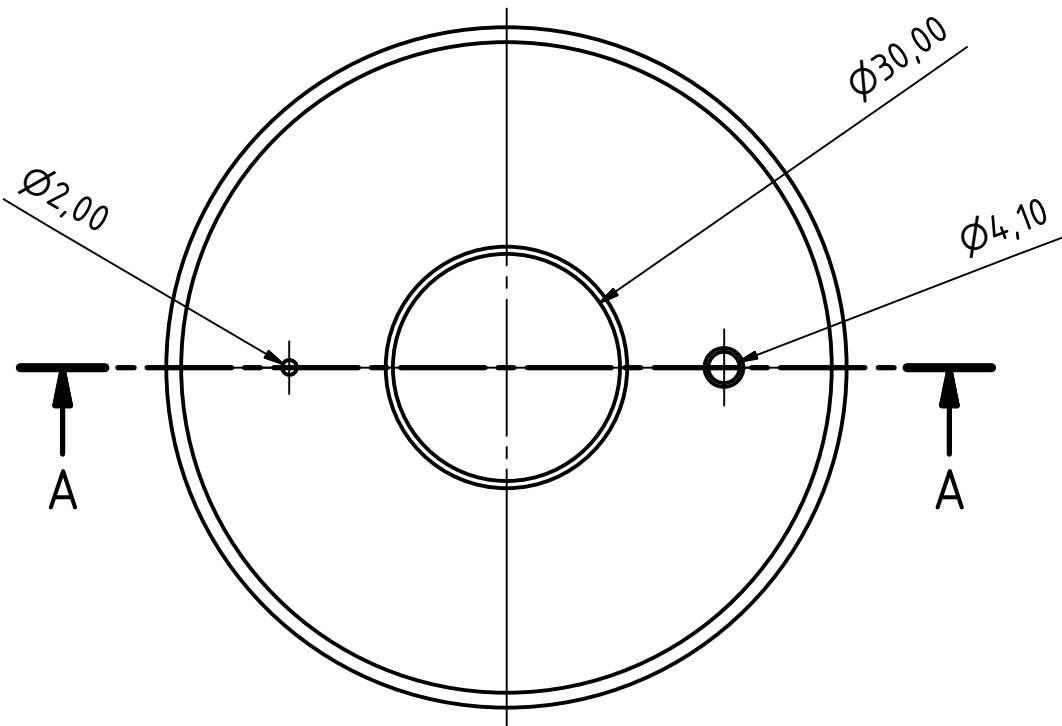
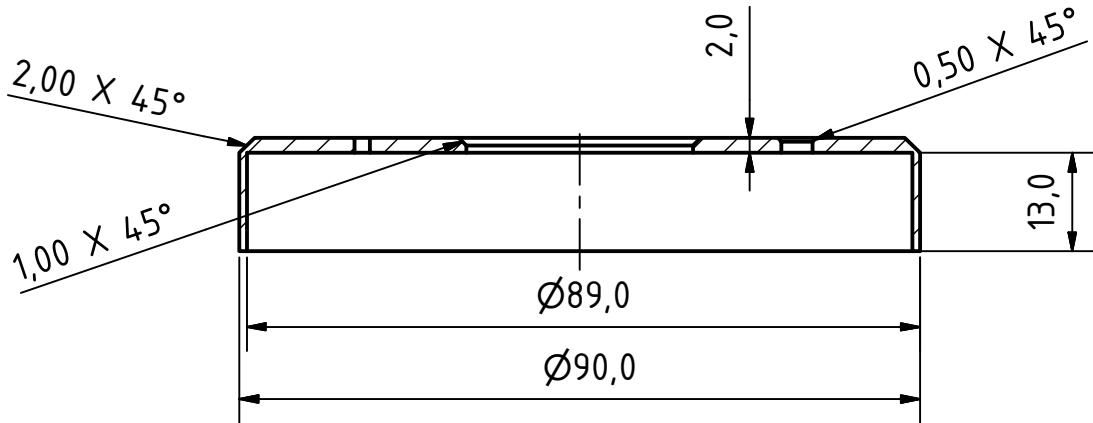
A-A (1:1)



		Tolerancias		Peso	Materiales	
					VER EN EL PLANO	
		Fecha	Nombre		Denominación	Escala
		Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona		OXIGENADOR DE BURBUJA	1:1
		Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
		Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
		Número de dibujo		FIMCP-19-02		
Edi-Modifi- cióncación	Nombre	Fecha	 ESPOL <i>"Impulsando la sociedad del conocimiento"</i>			

PZ.#4 TAPA DEL RESERVORIO
ARTERIAL DE PLA

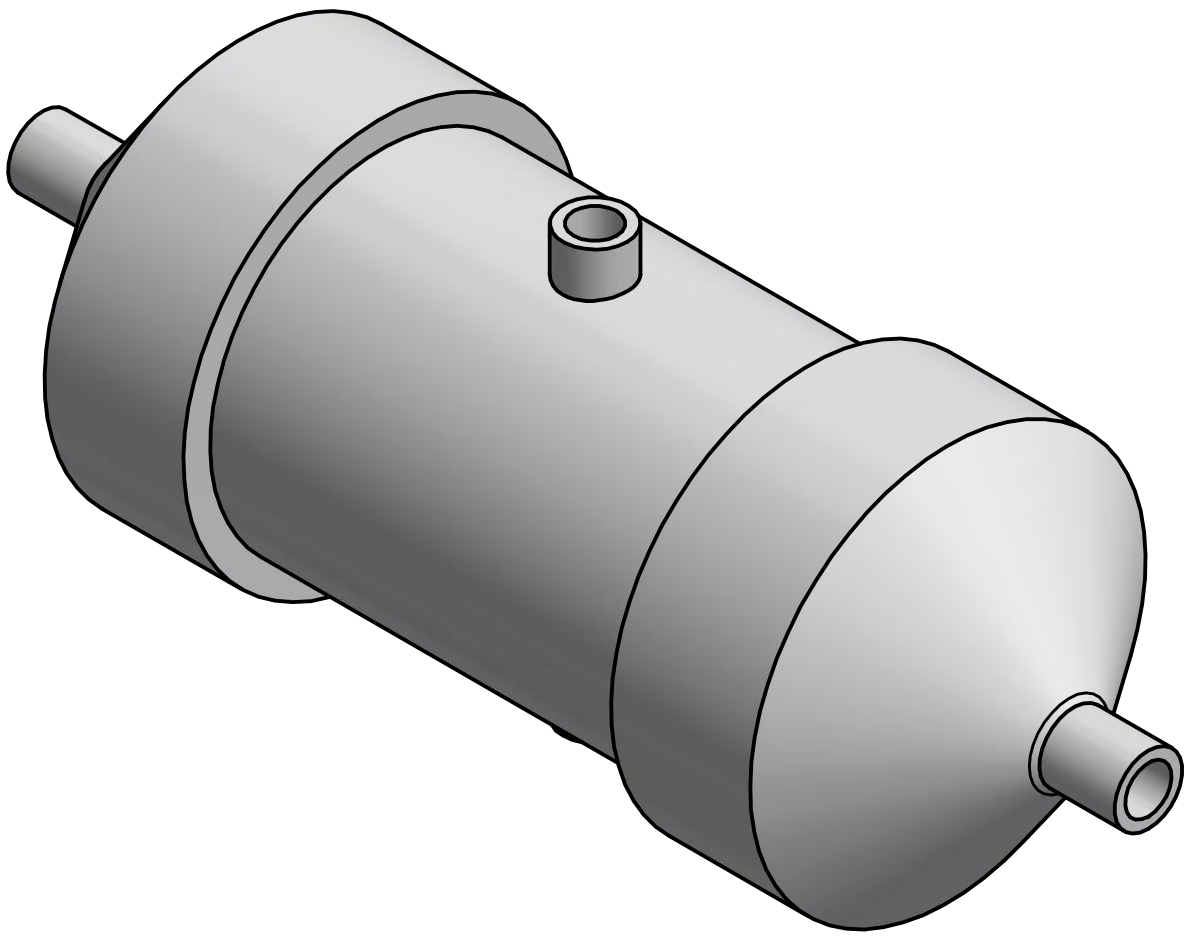
A-A (1 : 1)



				Tolerancias	Peso	Materiales	
						PLA	
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib.	30/01/19	D. Gómez J. Barahona		
			Rev.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
				Apro.	30/01/19	F. Loayza Ph.D.	
				Número de dibujo			
				FIMCP-19-03			
Edi-Modifi- ción ción	Nombre	Fecha	ESPOL <i>"Impulsando la sociedad del conocimiento"</i>				

ANEXO G

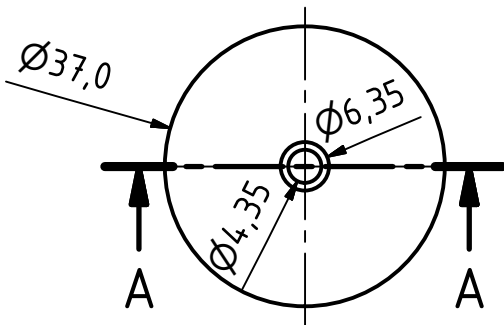
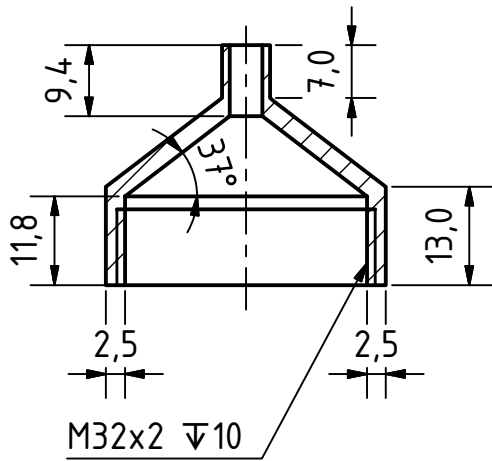
Planos del oxigenador de membrana por impresión 3D



				Tolerancias	Peso	Materiales	
						PLA	
				Fecha	Nombre	Denominación	Escala
				Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona		
				Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.		
				Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.	OXIGENADOR DE MEMBRANA POR IMPRESIÓN 3D	1:1.5
						Número de dibujo	
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha			FIMCP-19-00		

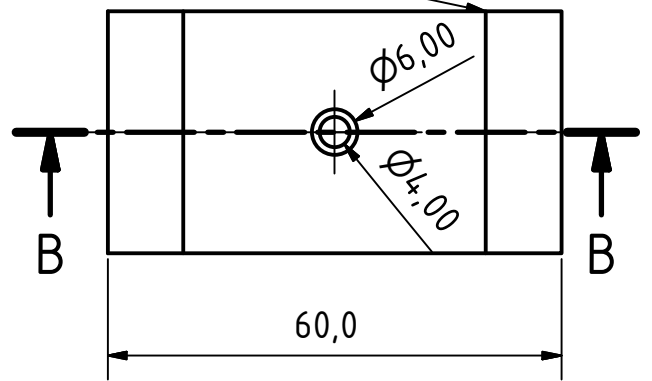
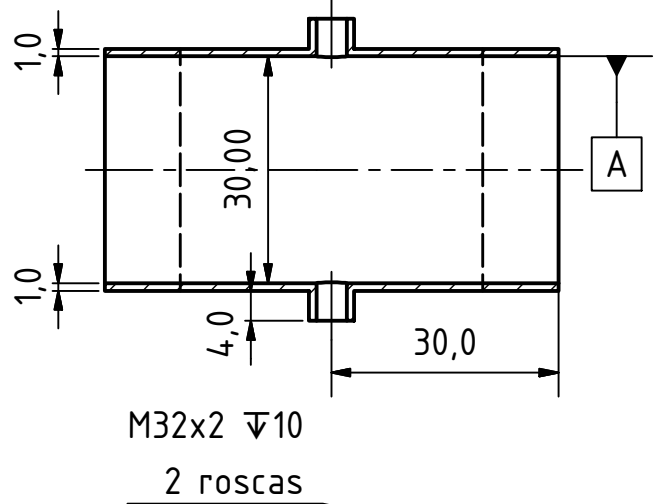
PZ.#1 TAPA

A-A (1 : 1)



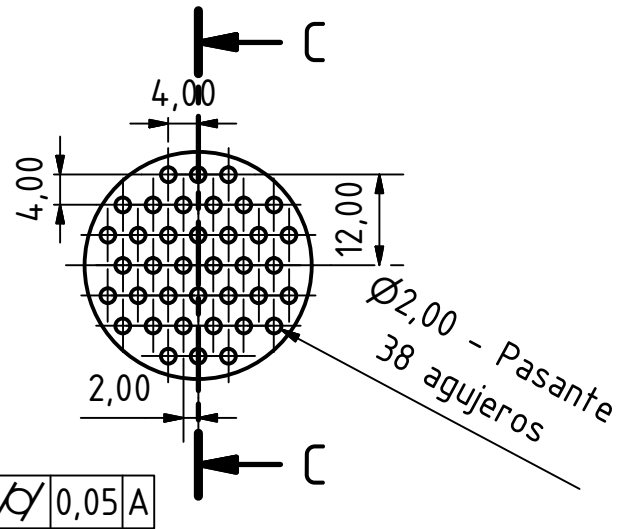
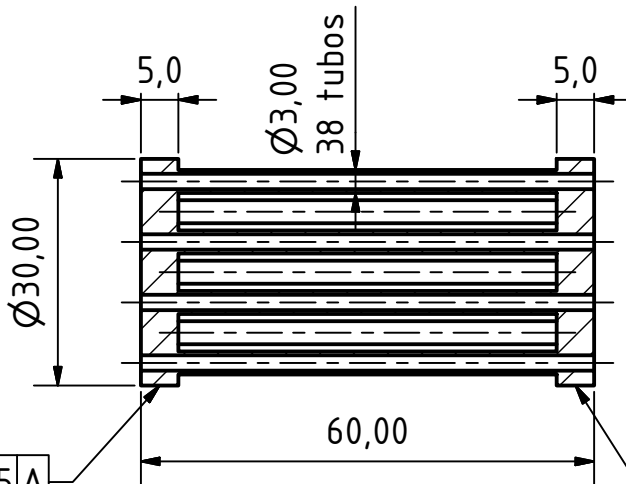
PZ.#2 CARCASA

B-B (1 : 1)



PZ.#3 ARREGLO DE TUBOS

C-C (1 : 1)



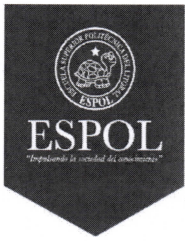
Ø0,05 A

Ø0,05 A

			Tolerancias	Peso	Materiales		
					PLA		
			Fecha	Nombre	Denominación		Escala
			Dib. 30/01/19	D. Gómez J. Barahona	OXIGENADOR DE MEMBRANA		1:1
			Rev. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.	POR IMPRESIÓN 3D		
			Apro. 30/01/19	F. Loayza Ph.D.			
					Número de dibujo		
Edi-Modifi- ción	Nombre	Fecha			FIMCP-19-02		

ANEXO H

Registro de reuniones y entrevistas



Materia Integradora de Ingeniería Mecánica MECG1026, 2018 - Termino I
Registro de Entrevistas con Contactos Externos

Paralelo: 3

Profesor Coordinador: Francis R. Loayza

Proyecto: Desarrollo de un sistema de bombeo y oxigenación extracorpórea para el equipo de soporte artificial de placenta humano

Reunión No.	Fecha	Estudiante	Nombre del Contacto	Email / teléfono de Contacto
1	31/10/2018	David Gómez Josué Barahona	Raul Plaza	0968686213
Descripción del Contacto: Técnico encargado de los equipos de circulación extracorpórea				
Comentarios: Se realizó la visita al Hospital de la Mujer Alfredo G. Paulson en donde recibimos una charla sobre el funcionamiento de las bombas peristálticas y oxigenadores presentes.				
2	6/11/2018	David Gómez Josué Barahona	Ricardo Correa	09862768140
Descripción del Contacto: Encargado de la realización de experimentos en placenta				
Comentarios: Nos comentó acerca de los requerimientos de los experimentos y sobre el fluido a utilizar.				
3	13/12/2018	Josué Barahona	Eloy Moncayo	emoncayo@espol.edu.ec
Descripción del Contacto: Ing. Mecánico y docente en FIMCP				
Comentarios: Nos comentó sobre los tipos de motores que podrían servir en el proyecto y sobre programación en Arduino				
4	15/12/2018	David Gómez	Ricardo Veintimilla	0994954235
Descripción del Contacto: Doctor General				
Comentarios: Explicó de forma detallada los principios de funcionamiento de las bombas peristálticas y oxigenadores y cómo se los utilizan en cirugía				
5	7/01/2019	David Gómez Josué Barahona	Geancarlos Zamora	gezamora@espol.edu.ec
Descripción del Contacto: Ing. Mecánico encargado del laboratorio de Mecatrónica				
Comentarios: Nos ayudó a realizar el programa controlador de velocidades en el Arduino.				