Revista Internacional de Investigación e Innovación Tecnológica

Página principal: www.riiit.com.mx

Diseño, Construcción e Instrumentación de dos Respiradores Auxiliares de Emergencia de Bajo Costo para el Apoyo al Sector Salud ante el Covid-19

Design, Construction, and Instrumentation of two Emergency Auxiliary Respirators to Support the Health Sector in the face of Covid-19

Rumbo-Morales, J.Y., Aguilar-Molina, Y., Vázquez-Sánchez, O., Salas-Villalobos, A.U., Sorcia-Vázquez, F.D.J., Ortíz-Torres, G., Gutiérrez-Álvarez, A.A., Brizuela-Mendoza, J.A.

Universidad de Guadalajara. Centro Universitario de los Valles. Carretera Guadalajara-Ameca. Km 45.5. C.P. 46600, Ameca, Jalisco, México.
Universidad de Guadalajara. Centro Universitario del Sur. Av. Enrique Arreola Silva No. 883, Colón, Cd Guzmán Centro, 49000 Cd Guzmán, Jal.
jesse.rumbo@academicos.udg.mx; yehoshua@valles.udg.mx; salasalexis16@gmail.com; felipe.sorcia@academicos.udg.mx; gerardo.ortiztorres@academicos.udg.mx; jorge.brizuela@cusur.udg.mx

Innovación tecnológica: Construcción e instrumentación de un prototipo de respirador auxiliar emergente ante el covid-19.

Área de aplicación industrial: Sector Salud, Manufactura inteligente y Sistemas embebidos.

Recibido: 17 mayo 2021
Aceptado: 06 septiembre 2021

Abstract

This article addresses the design, construction and instrumentation of two prototypes of low-cost ambu and piston respirators to support the health sector in the face of covid-19. The aim of this article is the mechanical design and manufacture, as well as the assembly of the elements that make up the instrumentation (sensors and actuators) and the microcontrollers (or controllers) of the equipment. The 2 prototypes manage to generate the pressure flow through the rotation or movement of the cam, which was designed and manufactured considering the PEEP profile suitable for adult patients. The construction of two prototypes of auxiliary respirators with low-cost materials was achieved with smart manufacturing tools and equipment. The prototypes work properly and production of them can be carried out due to their low cost, fulfilling as auxiliary respirators against covid-19.

Keywords: Piston-type respirator, Ambu-type respirator, Intelligent cam and gear manufacturing.

Resumen

El presente artículo aborda el diseño, Construcción e Instrumentación de dos prototipos de respiradores tipo ambú y pistón de bajo costo para el apoyo al sector salud ante el covid-19. El objetivo principal de este artículo es el diseño y manufactura mecánica, así como el ensamble de los elementos que conforman la instrumentación (sensores y actuadores) y los microcontroladores (o controladores) de los equipos. Los 2 prototipos logran generar el flujo de presión a través del giro o movimiento de la leva, el cual se diseñó y manufacturo considerando el perfil PEEP adecuado para pacientes adultos. Se logró la construcción de dos prototipos de respiradores auxiliares con materiales de bajo costo con herramientas y equipos de manufactura inteligente. Los prototipos funcionan adecuadamente y se puede llevar a cabo de producción de ellos por su bajo costo, cumpliendo como respiradores auxiliares ante el covid-19.

Palabras clave: Respirador tipo pistón, Respirador tipo ambú, Manufactura inteligente de levas y engranes.

1. Introducción

En los últimos tiempos la humanidad ha realizado avances en la medicina, desde tratamientos y medicamentos hasta instrumentos y aparatos médicos. Lo anterior ha contribuido enormemente a aumentar el porcentaje de nacimientos exitosos, desarrollar terapias para tratar afecciones y a crear medicinas que combatan las enfermedades. Debido a esto, la esperanza de vida del ser humano ha aumentado de manera significativa desde principios del siglo XIX (Heinrichs W, 1989, ATTEBO L. 1999; Flisser, 2009; Al Husseini AM, 2010; Dahlgren, 2012; Ajao, A., 2015). Sin embargo, también las enfermedades evolucionan y cambian día a día, haciéndose más complejas, en especial los virus (Domingo, 2000). Los virus son capaces de evolucionar y desarrollar resistencia contra los antimicrobianos, lo que ha causado un incremento en las enfermedades existentes, con mayor complejidad en su composición y de mayor resistencia a medicamentos (Jiang, 2021).

A finales del año 2019 inició un brote mundial de una enfermedad respiratoria causada por la mutación de un virus de la familia corona. El mundo está sufriendo los estragos de una pandemia originada por la enfermedad del coronavirus tipo 2 (COVID-19) del síndrome respiratorio agudo grave (SARS-CoV-2) (Serra 2020). Este virus se ha propagado rápidamente; para el mes de mayo del año 2021 se han registrado 161, 513,458 casos confirmados de COVID-19 en todo el mundo, incluyendo 3, 352,109 muertes reportadas (The World Health Organization Coronavirus (COVID-19) Dashboard).

En varias partes del mundo los hospitales han colapsado. La cantidad de pacientes que requieren asistencia de respiradores auxiliares de emergencia superan el número de camas disponibles en las unidades de cuidados intensivos (Mendoza-Popoca, 2020). Así mismo, se ha incrementado la demanda de respiradores mecánicos para los pacientes graves (Chachaima-Mar, 2020; Samuel J. Raymond, 2020; Castro-Camus, E., 2020; Nacharaju D, 2020; Armani, A.M., 2020). Aunado a ello, el precio de los ventiladores mecánicos es muy elevado, en México, entre 16 mil y 24 mil dólares por unidad. Más de 23 mil respiradores artificiales fueron adquiridos por nueve países latinoamericanos, desde comienzos de marzo y hasta finales de mayo del 2020, para dotar las unidades de cuidado intensivo de sus hospitales y atender a los centenares de enfermos graves por COVID-19 que los

requieran. Sin embargo, la demanda supera la cantidad de respiradores disponibles (Tharion, 2020; Fiorineschi, L., 2020; Farré R, 2020).

Con el paso de los días y la alta tasa de contagios por el nuevo coronavirus, las autoridades sanitarias comienzan a tomar medidas debido a la insuficiencia de respiradores mecánicos que permitan salvaguardar la vida de los pacientes. Ante esta necesidad la alternativa para la creación de respiradores a través de impresoras 3D y maquinas CNC (torno y fresadora) son necesarios, debido a los bajos costos y la rapidez para fabricarlos.

Debido a la escasez de respiradores auxiliares, recientemente han surgido comunidades de investigadores buscando desarrollar este equipo biomédico. Por ejemplo, en (Argarwal, 2021) se presenta el diseño y la estructura física de respiradores. También presenta el estudio de los requerimientos básicos para construir la estructura del respirador en un ambiente hospitalario. En (Breslin, 2020) se realiza el desarrollo de un ventilador mecánico de emergencia basado en un turbocompresor axial. Este trabajo desarrolla un prototipo económico de un respirador para asistencia ventilatoria a pacientes en salas de emergencia (R. Szlosarek, 2021).

El diseño de un prototipo preliminar de un respirador portable es presentado en (Majid, 2020). Esta investigación realiza un diseño simple para usar y construir un respirador para pacientes de COVID-19 en casos de emergencia. También se estudia la manufactura y el ensamble del respirador. En (Fang, 2020) se presenta el diseño y manufactura de un respirador clínico de bajo costo, llamado AmbuBox. Este sistema utiliza una caja neumática controlable y un resucitador manual estándar, lo que lo hace fácil de implementar en pacientes graves de COVID-19. El AmbuBox cuenta con un mínimo de componentes de manufactura y ensamblaje y utiliza un control de flujo de alta precisión. El prototipo continúa en pruebas clínicas y sus métodos de fabricación y montaje se encuentran disponibles en internet, lo que permite su reproducción a corto plazo mediante una planta de fabricación local genérica. Además, incluye una lista completa de los componentes utilizados para reflejar su naturaleza de bajo costo.

Una revisión de diferentes modelos de respiradores artificiales es presentada en (Flor, 2020). Este trabajo realiza una revisión físico-matemática de los mecanismos desarrollados como propulsores de gas (aire-oxigeno) en ventiladores mecánicos emergentes. Los mecanismos son empleados para presionar bolsas insufladoras, las cuales requieren un torque específico. Se explica el diseño y la manufactura de los respiradores, así como el dimensionamiento y configuración de cada mecanismo. El resultado de este trabajo de investigación mostró que la mayoría de los respiradores emplean un brazo de palanca para aprovechar al máximo el torque del motor. Otro diseño particular de un respirador artificial es presentado por (Vasan, 2020). En este trabajo se desarrolla y valida un respirador de bajo costo llamado MADVent. El ventilador presentado es simple y portable lo que posibilidad su fácil manufactura con una mínima susceptibilidad a interrupciones durante su funcionamiento. El respirador de emergencia es validado utilizando pulmones artificiales certificados en una amplia gama de variables como presión, volúmenes y resistencias para cumplir con los estándares de seguridad y eficiencia de la Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos. Según los autores, la construcción en masa del respirador presentado podría eliminar la escasez de estas máquinas en los hospitales.

Finalmente, toda la información del diseño y validación de los respiradores de emergencia es proporcionada en el artículo para facilitar su reproducción, incluso en entornos con recursos limitados (Harman J, 2020; Corey R.M., 2020).

Un concepto interesante de la manufactura de un ventilador para emergencias respiratorias a causa del COVID-19, se presenta en (Tharion, 2020). Este artículo muestra el diseño y desarrollo de una máquina asistente de respiración para ser utilizada por médicos profesionales calificados en salas de emergencia. El respirador presentado es diseñado utilizando materiales de fácil acceso y para ser ensamblado rápidamente.

A pesar de no sustituir a ningún respirador comercial, la fabricación a gran escalada de ventiladores de emergencia a bajo costo lograría cumplir de manera rápida y económica la carencia de éstos, ganando tiempo para aquellos pacientes que estén en etapas menos delicadas, mientras que los respiradores mecánicos serían utilizados en quienes presenten síntomas mucho más graves. Es por ello que este proyecto apoyará en proporcionar diseños y prototipos construidos de respiradores de emergencia al sector salud.

Este artículo tiene como aportación el diseño y construcción de dos prototipos de respiradores auxiliares emergentes de bajo costo para apoyo al sector salud ante el covid-19. La manufactura de estos diseños creados se llevará acabo utilizando impresoras 3D y CNC torno y fresadora. La programación para el control del movimiento de los actuadores que presentan estos respiradores será con la tarjeta Arduino. Una vez terminado se realizarán pruebas controladas para verificar el correcto funcionamiento.

Estos prototipos de respiradores auxiliares de emergencia cuentan con un diseño de materiales económicos y fáciles de replicar, esto con el fin de cubrir una alta demanda de respiradores médicos en hospitales.

Sin más, el presente artículo tiene la siguiente estructura: la sección 2 muestra el diseño de los prototipos, la sección 3 aborda la manufactura de cada una de las piezas que caracteriza a estos dos prototipos de respiradores auxiliares. La sección 4 presenta la instrumentación que involucra sensores y actuadores requerido para la manipulación de los prototipos y, finalmente, la sección 5 muestra los resultados finales de su ensamble y presentación de cada prototipo ya construido.

2. Materiales y Métodos

2.1. Diseño de los prototipos tipo ambú y tipo pistón

El diseño y modelado de los prototipos se realizó a través del software SolidWorks. Posteriormente se llevó a cabo la manufactura utilizando impresoras 3D y CNC torno y fresadora, así como la utilización de otros tipos de herramientas y equipos. El diseño esquemático de los 2 tipos de respiradores (ambú y tipo pistón) se ilustra en la Figura 1 y 2, con el fin de describir cada una de sus partes y el movimiento de cada respirador.

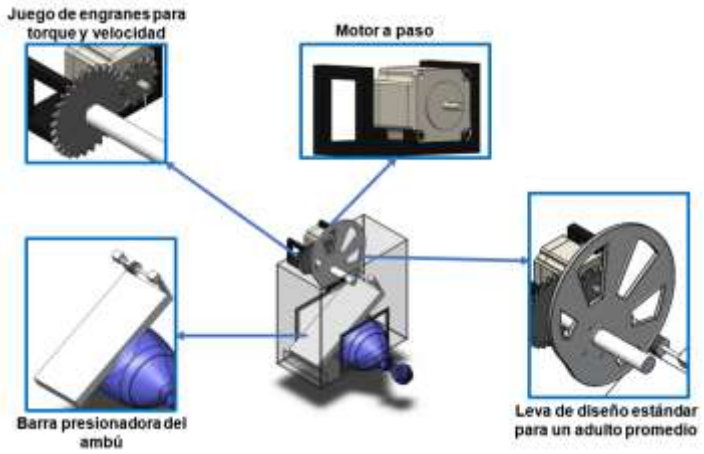


Figura 1. Estructura esquemática del respirador tipo ambú.

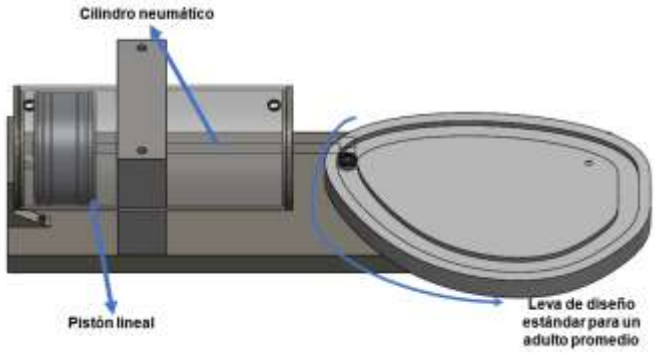


Figura 2. Estructura esquemática del respirador tipo pistón.

- **Respirador tipo ambú**

Este tipo de respirador auxiliar de emergencia se compone de 1 motor a paso, montado con el juego de engranes acoplados en el eje rotacional que permite el movimiento de la leva. La configuración del diseño presentado a lo largo de este artículo se enfoca en un prototipo funcional de bajo costo que permite auxiliar a un ventilador mecánico (ver Figura 3).

El respirador construido consta de una caja hecha con láminas de acrílico transparente. Está cubierta que rodea a la estructura está diseñada con soportes de agarre para el eje de la leva, base del ambú y barra rectangular que presiona el ambú (ver Figura 4).

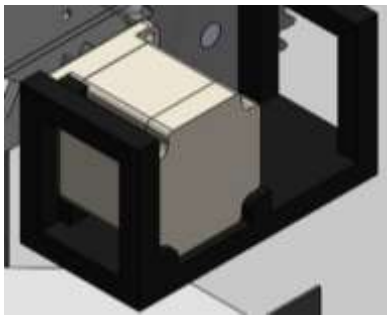


Figura 3. Diseño de la base que soporta el motor del eje rotacional de la leva y juegos de engranes.

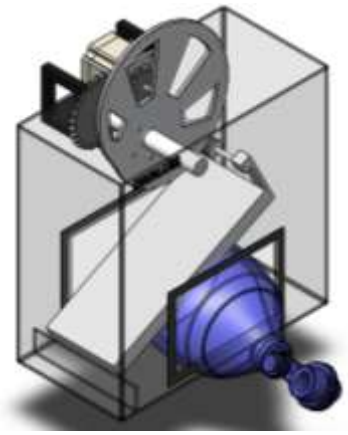


Figura 4. Diseño con vista 3D de la base que soporta al eje rotacional de la leva.

El diseño presentado anteriormente se desarrolló con la plataforma SolidWorks, la cual permite tener una aproximación de la manera en que se va construir el respirador tipo ambú. Para la elaboración de estos prototipos se han seleccionado distintos tipos de materias como son: acrílico, nylamid, aluminio y rodamientos. El acrílico y nylamid facilita la manufactura y el fácil ensamble con los motores. Dicho modelo estructural con planos se aprecia en la Figura 5.

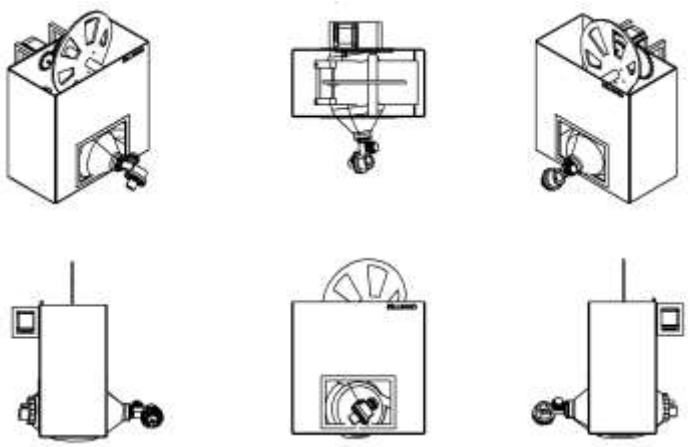


Figura 5. Diseño 3D del prototipo respirador tipo ambú con diferentes vistas.

- **Respirador tipo pistón**

Por otra parte, el prototipo respirador tipo pistón presenta de igual manera que el tipo ambú, materiales como: aluminio, acero inoxidable, acrílico, nylamid. En su diseño está contemplado un motor de corriente directa que mueve la leva, el movimiento es diferente al caso del tipo pistón, ya que en este tiene un recorrido de 180° (caso contrario al tipo ambú que se desplaza en los 360°) y regresa a su punto de origen. El diseño esquemático de este respirador fue contemplando herramientas y equipamiento de bajo costo para su fabricación (Ver Figura 6).

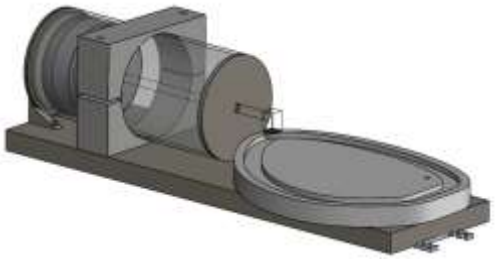


Figura 6. Diseño de la base que soporta el pistón y motor del eje rotacional de la leva.

Cada una de las partes del prototipo fue diseñado en SolidWorks con la finalidad de que ensamblara adecuadamente cada una de sus piezas (ver Figura 7).

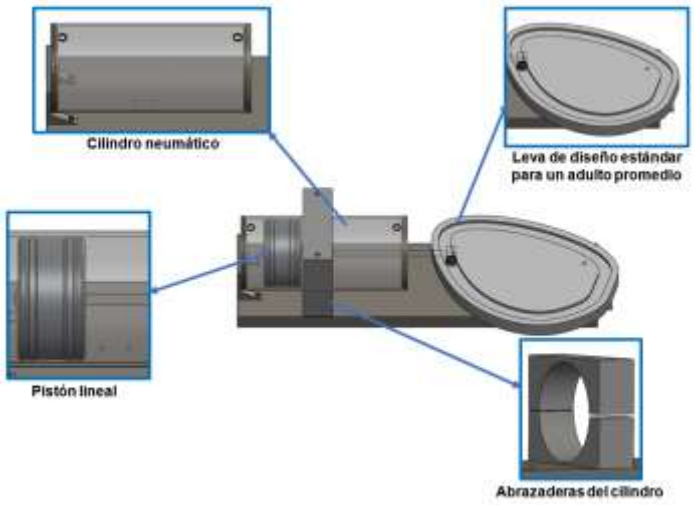


Figura 7. Diseño de las partes del prototipo tipo pistón.

La figura 8 muestra distintos ángulos del respirador tipo pistón. El tamaño del cilindro fue diseñado para ser capaz de expulsar el volumen de aire necesario y auxiliar a un adulto promedio con dificultades respiratorias. Las abrazaderas, el embolo y la base están diseñadas conforme a las dimensiones del cilindro. La leva tiene se elaboró con dimensiones para que pueda realizar medio giro y empujar el embolo hasta el fondo del cilindro (García SY, 2020).

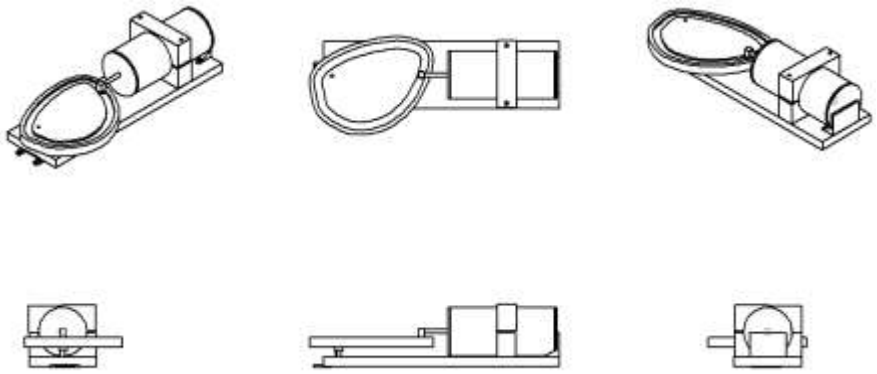


Figura 8. Plano estructural del prototipo tipo pistón con diferentes vistas.

2.2. Manufactura de las partes de los prototipos tipo pistón y ambú

Para lograr la manufactura de las piezas se utilizaron máquinas de control numérico y el programa SolidWorks para generar los códigos G y M con base en el diseño de cada pieza, esto logró una mayor eficiencia en la parte de programar a pie de maquina en una CNC fresadora y torno (ver anexo 1 y 2). Algunas de las piezas se crearon con una maquina impresora 3D (ver Figura 9).

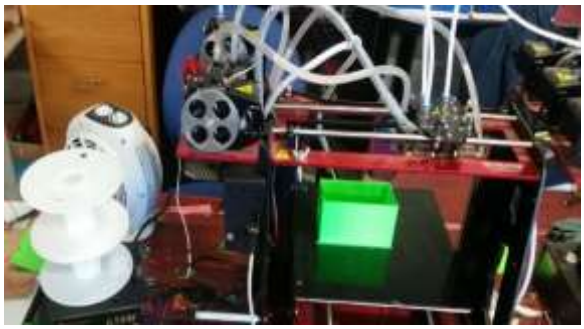


Figura 9. Diseño 3D del tipo pistón con diferentes vistas.

1) Tipo pistón

La manufactura del tipo pistón fue más detallada y compleja que la del ambú, ya que se desarrolló el sistema de cámara para contener el aire y ser expulsado a los circuitos de tubos que van directo al paciente. Estos desarrollos se pueden observar a continuación:

La manufactura del embolo se consideró una pieza importante, ya que es la pieza que empujara el aire que está dentro de la cámara del cilindro. Para modelar el diseño del embolo se usaron como referencia las dimensiones del cilindro adquirido.



Figura 10. Diseño de SolidWorks del embolo y manufactura del embolo utilizando el torno CNC.

Se manufacturó utilizando el torno CNC. Cabe mencionar que se usaron empaques lubricados para lograr introducirlo al cilindro y sellar la cámara donde se acumula el aire. El tipo de material que se utilizo fue aluminio (ver Figura 10).

Para lograr desarrollar el pistón, el cual este tiene la tarea de hacer el recorrido dentro del cilindro, fue necesario manufactura el vástago, el cual va unido al embolo y tendrá la dinámica de empujar y jalar el embolo a través de un actuador para generar el aire que será expulsado a los circuitos de tubos que van conectados al paciente. Se utilizó aluminio para el desarrollo del vástago (ver Figura 11).

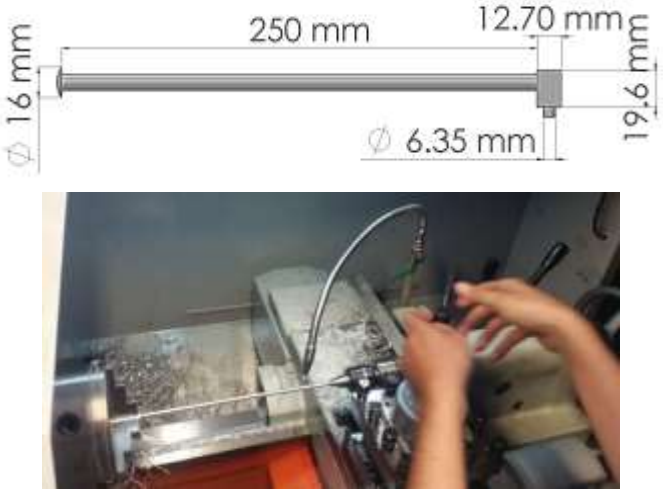


Figura 11. Diseño SolidWorks del vástago y manufactura del vástago a partir del torno CNC.

El largo del vástago fue basado en la distancia del recorrido que realiza el embolo por el movimiento de la leva. Las dimensiones de los acoplamientos se fundamentan en las partes que irán unidas a él (rodamiento y embolo).

El cilindro de acrílico fue adquirido con ciertas dimensiones y a partir de ellas se manufacturó el embolo. La función del cilindro es crear la cámara donde se va acumular el aire que saldrá por los circuitos de los tubos que van a los pacientes. Para este material solo se manufacturan los barrenos que van conectados a los circuitos de tubos (ver Figura 12).

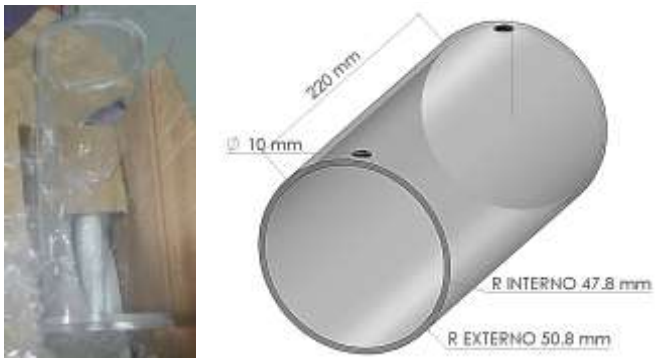


Figura 12. Diseño de SolidWorks del cilindro y cilindro de acrílico.

Para observar la dinámica del movimiento del embolo y calcular el lugar de las entradas y salidas de aire, se diseñó un modelo del cilindro de acrílico en SolidWorks. Las dimensiones del diseño fueron tomadas del cilindro adquirido.

Posteriormente se realizó el ensamble del embolo, vástago y el cilindro con el objetivo de hacer pruebas de manipulación en el movimiento de este pistón ya armado, se observó un buen manejo y desplazamiento a través del diámetro del cilindro de acrílico, logrando generar flujo por la presión ejercida (ver Figura 13).



Figura 13. Ensamble del Cilindro de acrílico, vástago embolo.

Parte importante de este trabajo es la manufactura de la leva que permitirá generar el PEEP adecuado a pacientes adultos a partir del diseño establecido que logra los tiempos adecuados para obtener el perfil de flujo que se inyectará a los pacientes a través del circuito de tubos.

PEEP: la presión residual en el sistema después de exhalar. No controlamos

directamente este valor, pero generalmente se controla manualmente a través de una válvula PEEP en el ambú o presentada en la leva diseñara a partir de un perfil creado en el contorno de ella. Debido a la complejidad de algunas entradas se optó por realizar el circuito basado en arduino, esto debido a la necesidad de puertos analógicos, digitales y de comunicación para el funcionamiento del dispositivo. El uso de una pantalla LCD será necesario para visualizar los valores de los parámetros y realizar chequeos constantes de ellos.

La leva si diseño con el programa SolidWorks y se manufacturó utilizando la fresadora CNC utilizando códigos G y M (ver anexo 1). Se utilizó aluminio para su manufactura (ver Figura 14).



Figura 14. Diseño y manufactura de la leva (material aluminio) a través de la fresadora CNC.

La relación de tiempo inspiratoria: respiratoria para pacientes de enfermedades pulmonares obstructivas deben tener un ajuste de 1:4 o mayores para limitar el grado de auto PEEP. Para el diseño se optó por una relación I/E de 1:2 que puede ser ajustada mediante la velocidad del motor para un rango de 1:1 -1:4.

La mayoría de los pacientes que requieren de ventilación mecánica pueden beneficiarse con la aplicación de PEEP a 5 cm H_2O para evitar atelectasias (frecuentes en pacientes intubados por covid-19). Utilizar valores de PEEP más bajos pueden producir lesiones alveolares en el paciente ventilado (García SY, 2020).

El diseño de la leva entonces y la velocidad del giro, están pensados para cumplir con los parámetros clínicos antes mencionados.

Se prosiguió con el ensamble del rodamiento y un engrane creado a partir de la maquina impresora 3d. Este acoplamiento tendrá el objetivo de hacer girar a la leva 360° (ver figura 15).



Figura 15. Ensamble de la leva con el rodamiento y engrane.

Para el caso de las partes del tipo ambú, se manufacturaron los engranes y un vástago que va conectado a ellos (ver Figura 16).

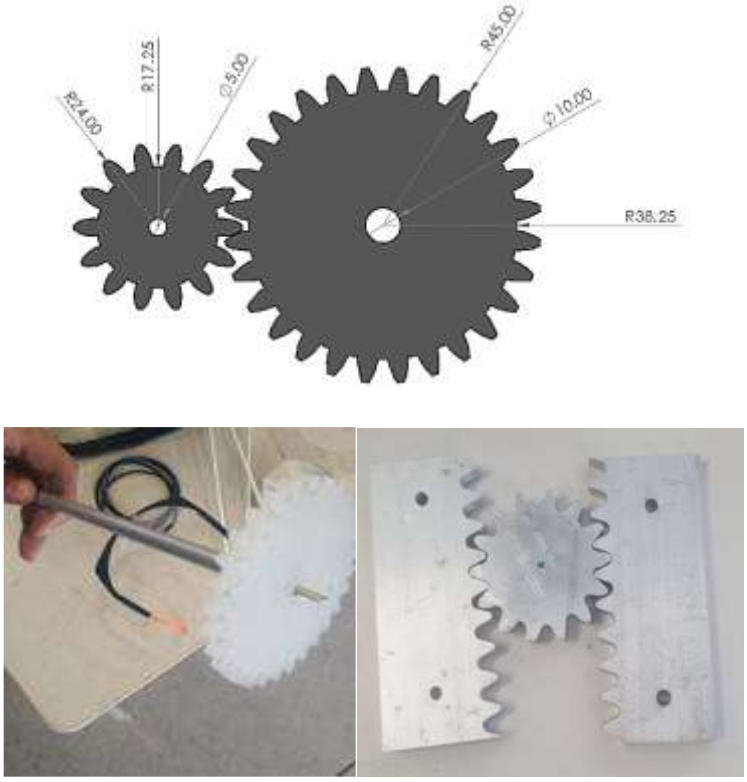


Figura 16. Diseño de SolidWorks del juego de engranes y manufactura de los engranes utilizando Fresadora CNC.

Debido a sus características el Nylamid fue seleccionado para la creación de los engranes del mecanismo. Estos engranes fueron modelados en un software computacional y posteriormente moldeada con una maquina CNC (ver anexo 2).

Estos son una parte importante de este prototipo, ya que permiten tener más torque o más velocidad para empujar el pistón o la barra que presiona el ambú. Se diseñó un juego de engranes de 14 y 28 dientes. Este juego de engranes está pensando para aumentar el torque del motor y reducir la velocidad del motor a paso para un movimiento más preciso.

Por otra parte, la manufactura de la leva se realizó en acrílico con ciertos patrones para reducir el peso y poder lograr el perfil en su recorrido para generar el perfil del PEEP en un paciente adulto (ver Figura 17) (ver anexo 1).

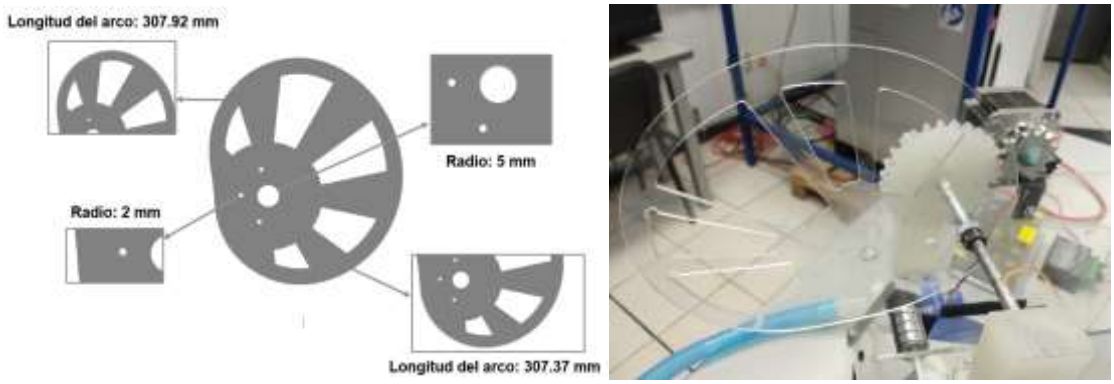


Figura 17. Diseño de SolidWorks de la leva y manufactura de la leva (material de acrílico) utilizando Fresadora CNC.

El respirador construido consta de una caja hecha con láminas de acrílico transparente, esto con el fin de tener un material fácil de esterilizar además de que permita ver el mecanismo interno en caso de presentarse errores. Las medidas de la base y los laterales están basadas en las dimensiones del respirador manual, éste debe de ir colocado en medio de la estructura y debajo de la base de aplastamiento (Figura 18).

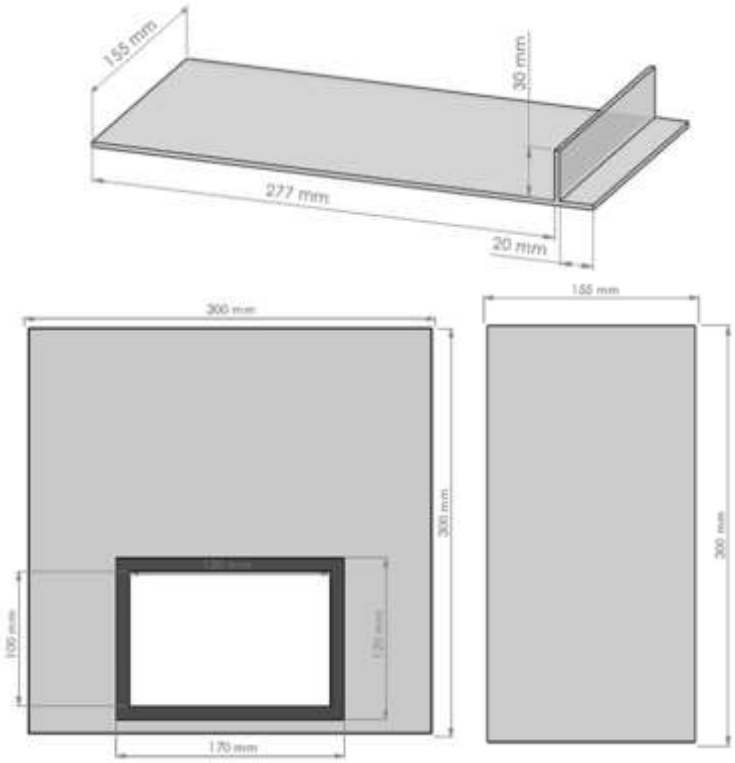


Figura 18. Diseño de la estructura: laterales y base.

La base del motor tiene como función mantener fijo al motor a pasos mientras esta gira los engranes para el movimiento de la leva. Las medidas se basan en las dimensiones del motor a pasos utilizado y además se dejó un espacio libre para colocar el controlador del motor (Figura 19).

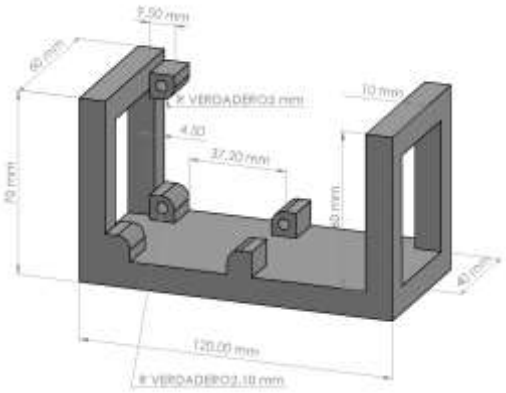


Figura 19. Diseño de la base del motor.

El mecanismo del respirador está basado en el uso de una leva que empuja una plancha o barra rectangular de material nylamid para generar la presión necesaria en el respirador manual. Esta base es lo suficientemente larga para abarcar el ancho del respirador manual (estando presionado) y ancha para abarcar la mayor superficie. Los rodamientos se encuentran paralelos a la plancha de nylamid, de esta forma la leva choca con los rodamientos y estos permiten que el movimiento no se detenga y se genere la presión necesaria (ver Figura 20).



Figura 20. Mecanismo del respirador (uso del rodamiento).

2.3. Descripción de la instrumentación de los respiradores tipo ambú y tipo pistón

La instrumentación de los respiradores requiere de actuadores y sensores que determinan el recorrido de la leva, con el fin de controlar el movimiento que inyectará el flujo adecuado a los circuitos de tubos. Los elementos que se acoplan en esta instrumentación son los siguientes:

- *Motor de corriente continua*

Motor de engranaje helicoidal eléctrico, 12 - 24 V CC, ángulo recto conmutable, con engranaje izquierdo para puerta de garaje, 24V-30W, 50 rpm-L-SS., 0 (ver Figura 21).

El motor de corriente continua, se logra controlar con gran facilidad, proporcionando velocidades estables, frenado sensible y control de cambio de dirección con una velocidad nominal: 45 rpm. Para el caso del respirador tipo pistón se utilizó un motor de corriente directa con juego de engranes para lograr mover el vástago y suministrar el aire a los conductos de la tubería que va al paciente. Cuenta con sensores de carrera para hacer el regreso después de moverse 180°.



Figura 21. Controlador de motores TB600.

- *Motor a pasos (bipolar) Nema 23*

Los motores a pasos son ideales para mecanismos que requieran de movimientos precisos. La rotación de este tipo de motor es proporcional al número de pulsos generados, mientras que su velocidad de rotación se relaciona con la frecuencia de estos pulsos. De esta manera, es muy simple cambiar entre un motor veloz con menos fuerza o un motor lento con mayor torque (ver Figura 22).

Debido a que este tipo de motores requieren de pulsos para generar movimiento, es indispensable el uso de un controlador de motores y un microprocesador.

En este caso, se hizo uso de un controlador TB600 y una placa de desarrollo tipo arduino uno. Estos dos componentes sirven para generar los pulsos necesarios para mover los engranes que hagan rotar a la leva del mecanismo del respirador. Debido al mecanismo del respirador, se requirió una fuente de alimentación externa para generar un mayor torque en el motor.

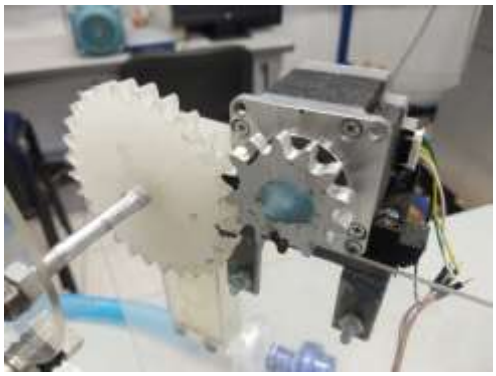


Figura 22. Motor a pasos nema 23.

- *TB6600 Controlador de motor paso a paso digital de 2 fases*

Este controlador se basa en el chip TB600, cuenta con la característica de hasta 3.5 A. Posee, además, limitación de corriente ajustable y protección contra sobre corriente, lo que lo vuelve muy seguro (ver Figura 23).

Este tipo de controlador es compatible con microcontroladores que sean capaces de generar pulsos de 5V, como lo es Arduino. El TB600 soporta entradas de 9 a 42V DC.

Los pulsos de entrada del controlador utilizado son generados por un Arduino UNO y a su vez, se tiene una alimentación externa de 20V y 2A.



Figura 13. Controlador de motores TB600.

- *Sensor mecánico (Final De Carrera)*

Final de carrera mecánico con rodillo con tensión máxima: 250Vac, corriente máxima: 3A (250Vac) / 5A (125Vac), resistencia contacto: <20 mOhm, precisión: 0,3 mm, fuerza de actuación: 0,3 – 1,2 N. Se utilizó para los topes de retorno de la leva tipo pistón (ver Figura 24). Se colocaron dos en cada extremo para solo hacer un recorrido de 180°.



Figura 24. Sensor mecánico de final de carrera**.**

- *Respirador manual de PVC tipo ambulatorio*

Es la parte principal del respirador, todo el mecanismo está pensado para que este resucitador se presione de manera automática conforme a valores clínicos necesarios acorde a cada paciente. El respirador manual se encuentra debajo de la plancha de plástico,

por lo que es presionada cuando la leva llega al punto de presión necesario dependiendo a las necesidades del paciente (ver Figura 25).



Figura 25. Resucitador manual de tipo ambulatorio.

- *Tarjeta Arduino UNO*

La tarjeta de desarrollo arduino uno, es una placa electrónica que se basa en el chip Atmega328. Cuenta con salidas digitales y entradas analógicas. Además de que cuenta con un software de programación especializado con un amplio catálogo de librerías (ver Figura 26). Todo esto lo convierte en un controlador bastante práctico y de costos relativamente bajos.

El arduino fue utilizado para la creación de los pulsos para el control del motor a pasos, esto con ayuda del controlador TB600. Por sus características, esta tarjeta permite la posterior implementación de sensores y de interfaces de usuario que permitan ver en tiempo real lo que sucede en el respirador.



Figura 26. Tarjeta de desarrollo Arduino UNO.

- *Fuente de alimentación DC*

La fuente de alimentación GPS-4303 cuenta con cuatro canales de 200W con protección contra sobre corriente y polarización inversa. Tiene dos salidas variables con rangos de 0 a 30 V y de 0 hasta 3 A.

Esta fuente de voltaje fue utilizada debido a que el suministro de energía requerido por el motor era de 20 Vdc con una corriente de 2.5 A. Además, era indispensable manejar distintos tipos de voltaje y corriente para las diferentes pruebas de velocidad y torque de los motores DC utilizados en los respiradores (Figura 27).



Figura 27. Fuente de alimentación DC GPS-4303.

Ambos diseños presentados y la manufactura de los dos tipos de prototipos de respiradores se lograron cumplir. Estos resultados del armado, ensamble con todos los instrumentos necesarios para efectuar el movimiento que inyectará flujo de aire a los circuitos de los tubos se presentan en la siguiente sección.

4. Resultados

La necesidad de ventiladores de emergencia a bajo costo y de fácil producción que cumplan con los estándares médicos requeridos es un asunto que debe atenderse lo antes posible.

Como resultado final se logró realizar el ensamble de cada componente, llevando los dos prototipos a una primera etapa de funcionamiento en cuestión de los movimientos que debe de efectuar para poder generar el flujo de aire necesario para

pacientes adultos promedios con covid-19. Para el prototipo tipo ambú los resultados se muestran en las siguientes Figuras 28.



Figura 28. Vistas del ensamble completo del ambú, la leva, caja de acrílico, la plancha y la integración de los circuitos de tubería.

El funcionamiento del mecanismo se basa en un juego de engranes, estos hacen girar una leva acoplada al eje, esta leva hace contacto con la plancha (barra rectangular de nylamid), él a través de ese movimiento se genera la presión en el ambú, generando el flujo de aire necesario para un adulto promedio.

Los materiales utilizados para este desarrollo, son de fácil adquisición y bajo costo, permitiendo que el operador pueda remplazar sin ningún problema las piezas en caso de presentarse algún desgaste.

Para el caso del prototipo tipo pistón los resultados de su construcción se muestran en las siguientes Figuras 29 y 30.



Figura 29. Ensamble de tipo pistón, la leva, pistón y cilindro con juegos de engranes creados con la impresora 3D.



Figura 30. Ensamble de tipo pistón, la leva y la caja de acrílico la plancha.

El funcionamiento de este prototipo, tiene sus diferencias comparado con el prototipo tipo ambú, ya que se desarrolló desde cero la cámara de aire (cilindro y pistón) para generar el flujo necesario. Este flujo de aire es generado por el movimiento de la leva. El

diseño y manufactura solo está pensando para un adulto promedio.

Para este prototipo se tuvieron algunos inconvenientes, como son las piezas hechas con la impresora 3D, el cual tanto engranes y otras piezas construidas con este material no soportaron la cargas y fuerzas al empujar el pistón a través del actuador (motor de corriente continua), otro de los detalles al hacer las pruebas, fue la presión generada por el pistón dentro del cilindro de acrílico, ya que este material no soporto los incrementos de flujo elevando la presión interna y en un constate movimiento efectuado durante las pruebas se cuarteo, logrando perdidas de aire concentrados en el cilindro (ver figura 31).



Figura 31. Defectos y daños por la presión y el movimiento e la leva.

- **Metodología del equipo tipo Pistón (V2)**

Por tal motivo, se decidió a sustituir piezas, con la finalidad de tener un buen funcionamiento. Para el caso de los engranes se decidió por utilizar el Nylamid, ya que presenta mayor dureza y resistencia a las cargas efectuadas por el actuador y el pistón. Para el caso del cilindro se sustituyó por un cilindro de acero inoxidable, ya que se sabe que, presenta una alta resistencia a la corrosión, es resistente al calor, soporta elevadas presiones, no es magnético, lo cual significa mayor practicidad y utilidad en las prácticas médicas y puede mantener su forma pese a los cambios drásticos de temperatura (ver Figura 32).



Figura 32. Manufactura del engrane para el prototipo tipo pistón.



Figura 33. Manufactura del cilindro para el prototipo tipo pistón.

Después de haber corregido estos errores de los tipos de material utilizados en el prototipo tipo pistón los resultados fueron los siguientes (ver Figuras 34 y 35).

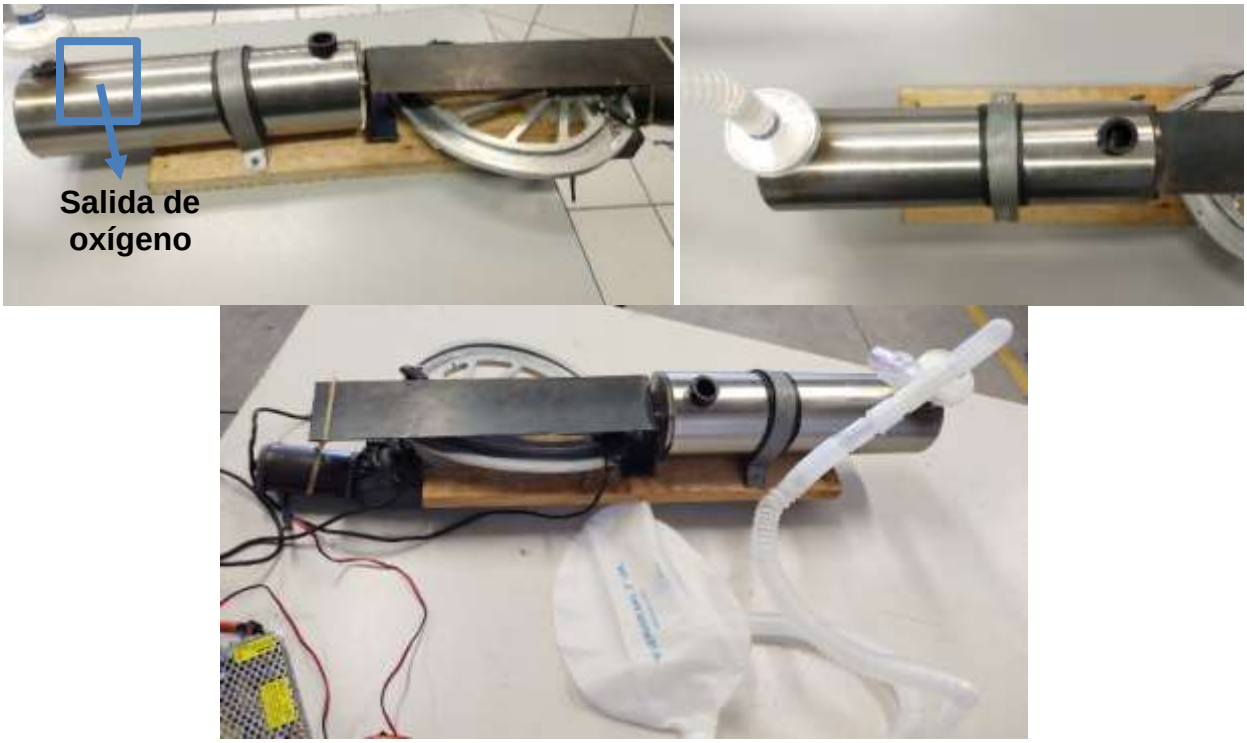


Figura 34. Vistas superiores y laterales del prototipo ensamblado tipo pistón.

Es importante mencionar que uno de los orificios mostrados en la Figura 34 es específicamente para la conexión del tanque de oxígeno, por tal motivo, este prototipo tienes dos tipos de funcionalidades; 1) opera de manera automática, generando flujo de aire a través del empuje del pistón dentro del cilindro y 2) opera de manera síncrona conectado a un tanque de oxígeno.



Figura 35. Vistas laterales del ensamble de la leva, actuador y rodamiento del prototipo ensamblado tipo pistón.

El modelo de ventilador de emergencia cuenta con un respirador manual tipo ambulatorio que puede ser cambiado acorde a las necesidades de cada paciente (adultos o infantes). El mecanismo es simple y sus componentes son sencillos de remplazar en caso de desgaste o fallo, lo que lo vuelve una opción viable en ocasiones de emergencia (ver Figura 35).

Como resultados finales se puede mencionar que el diseño y manufactura del prototipo tipo ambú se construyó sin ningún problema. El movimiento ejercido por la plancha o barra rectangular (material nylamid) ejerce la presión adecuada (con ayuda del motor a paso) sobre la bolsa inflable (ambú) en tiempos acuerdo a la exhalación necesaria para adultos promedio. El diseño y manufactura del prototipo tipo ambú se construyó sin ningún problema. El movimiento ejercido por la plancha o barra rectangular (material nylamid) ejerce la presión adecuada (con ayuda del motor a paso) sobre la bolsa inflable (ambú) en tiempos acuerdo a la exhalación necesaria para adultos promedios.

El diseño y manufactura del prototipo tipo pistón, tuvo sus contratiempos, como se mencionó anteriormente, la mayoría de las piezas creadas con la impresora 3D no soportaron el esfuerzo y las cargas generadas por el actuador y el pistón. De igual manera, el cilindro adquirido con material de acrílico no soporto las presiones generadas a la hora de expandir y retraer el pistón dentro del cilindro, dando como resultado una grieta en este material (acrílico). Por tal, motivo se manufacturaron piezas de nylamid y acero inoxidable, las cuales cumplen con todos los requerimientos para efectuar la dinámica que se necesita para generar el flujo necesario ante pacientes adultos promedios.

Otros resultados se muestran en función del costo de los prototipos ya construidos por otras instituciones, se hace mención en la siguiente tabla 1 una comparativa de ellos y los 2 prototipos desarrollados en este trabajo.

Tabla 1. Cuadro comparativo de costos y tipo de mecanismos que lleva.

Fuente	Nombre	Sensores y componentes	Costo USD	Costo MXN
Oshman Engineering Design Kitchen Rice University (http://oedk.rice.edu/apollobvm/)	ApolloBVM	Servomotores, impresión 3D, Pantalla LCD, Arduino, sin sensores	$ 250.00	$ 4,960.00
MIT Technology Review (https://www.technologyreview.com/2020/06/16/1002980/inside-mits-low-cost-ventilator-project/)	MIT e- Vent	Motor con encoder, final de carrera, sensor de presión diferencial, pantalla LCD, fuente de voltaje	$ 500.00	$ 9,920.00
(Fang Z., 2020).	Ambu- BOX	Pantalla LCD, sensor de presión Vernier, piezas de acrílico, Microcontrolador, válvulas de solenoide y compresor de aire	$ 300.00	$ 5,952.00
(Vasan, A., 2020)	MAD-vent	Motor a pasos, final de carrera, pantalla LCD, impresión 3D	$ 500.00	$ 9,920.00
(Akerib D. S., 2020)	ASV	Válvulas neumáticas, pistón, sensores de presión, espirómetro	$ 400.00	$ 7,936.00
Austin P51 (https://www.p51ventilators.com/about)	Austin- P51	Sensor de par, sensor de presión, motor a pasos, pantalla LCD, Austin P51	$ 800.00	$ 15,872.00
Centro Universitario de los Valles de la Universidad de Guadalajara.	Respirador auxiliar tipo Ambú	Sensor de presión, bola de ambú, circuitos de tubería, acrílico, nylamid, aluminio, motor a paso, control de giros y Arduino.	$ 259.73	$ 5,150.00
Centro Universitario de los Valles de la Universidad de Guadalajara.	Respirador Auxiliar tipo Pistón	Sensor de presión, Acero inoxidable, circuitos de tubería, acrílico, nylamid, aluminio, motor CD, control de giros y Arduino.	$ 329.32	$ 6,530.00
Nota: Precio del dólar consultado el 27 de junio de 2021 (19.84 MXN)				

5. Conclusiones

Con todo lo anterior, se puede concluir que el prototipo cuenta con las medidas necesarias para ser utilizado en caso de emergencia en pacientes con dificultades respiratorias ocasionas por el SARS-CoV-2. Posteriores diseños deberán de contar con mecanismos automáticos que permitan ser usados de manera constante en hospitales que carezcan de respiradores artificiales y/o tengan un alto número de pacientes que requieran de ellos.

Su cómoda operación permitió utilizar una bolsa de látex para simular un pulmón y realizar varias pruebas. El prototipo consta con un adaptador de corriente AC/DC que permite utilizar el prototipo conectado a un interruptor de pared, el prototipo presenta un desempeño más estable al ser energizado con una fuente de corriente continua.

En el presente artículo se aborda el diseño, construcción e instrumentación de dos prototipos de respiradores auxiliares emergentes antes el covid-19. A partir de los resultados mostrados, se concluye que:
Los dos diseños de respiradores presentados se elaboraron para cumplir con los requerimientos médicos necesarios para ser utilizados en situaciones de emergencia en pacientes con dificultades respiratorias. Estos prototipos fueron manufacturados con materiales de fácil adquisición, beneficiando así a una fácil replicabilidad y/o remplazo de las piezas.

Comparados con los modelos antes presentados (ver Tabla 1) los dos modelos de respiradores se encuentran entre los más económicos de construir. El respirador auxiliar de tipo Ambú cuenta con un diseño simple y fácil de producir en masa, además de estar integrado por un sensor de presión que monitorea en tiempo real los índices de aire suministrados al paciente. La implementación del ambú en este prototipo permitió terminar la manufactura en un menor tiempo y con costos de fabricación menores que los del otro modelo presentado. Este modelo resulta ser una buena opción para zonas que cuenten con el equipo médico necesario por el respirador (bolsas ambú), como lo podrían ser hospitales.

Por su parte, el respirador de tipo pistón cuenta también con la ventaja de no requerir respiradores manuales desechables, esto permite que las partes del suministro de aire puedan ser esterilizadas fácilmente y con mayor frecuencia, minimizando los costos de uso a largo plazo. Esta alternativa, abre la posibilidad de ser implementado en lugares donde los respiradores manuales sean complicados de conseguir.

Es importante mencionar que los materiales utilizados en la construcción del pistón aumentan los costos y el tiempo de manufactura comparado con el respirador tipo ambú. Sin embargo, son necesarios para evitar daños como los mostrados en la Figura 28.

Los dos diseños de bajo costo fabricados demostraron ser una opción viable para resolver el problema de la carencia de ventiladores mecánicos en los hospitales debido a emergencias sanitarias.

Como trabajo futuro es importante incorporar una interfaz gráfica para visualizar los perfiles de flujo, presión y temperatura. Estos parámetros serán ajustados de manera manual mediante potenciómetros y deberán de ser confirmados para iniciar el funcionamiento del dispositivo. En caso de presentar fallos se requiere de una alarma para poder avisar al personal médico, además debe de contar con un botón de apagado rápido para poder atender el problema lo más pronto posible, en este caso, el diseño de la maquina permite el uso manual de la bolsa de aire para evitar daños en el paciente. Así mismo se debe de realizar la validación del respirado en casos prácticos de pacientes con convid-19.

6. Referencias

Flisser, A. (2009). La medicina en México hacia el siglo XX. *Gaceta Médica de México*, *145*(4), 353-356.

Domingo, E., Baranowski, E., Nunez, J. I., Ruiz-Jarabo, C. M., Sierra, S., Molina, N., & Sobrino, F. (2000). Cuasiespecies y evolución molecular

de virus. Rev. sci. tech. Off. int. Epiz, 19(1), 55-63.

Jiang, Y., Yin, W., & Xu, H. E. (2021). RNA-dependent RNA polymerase: Structure, mechanism, and drug discovery for COVID-19. Biochemical and Biophysical Research Communications, 538, 47-53.

Serra Valdés, M. Á. (2020). Infección respiratoria aguda por COVID-19: una amenaza evidente. Revista Habanera de Ciencias Médicas, 19(1), 1-5.

The World Health Organization Coronavirus (COVID-19) Dashboard. https://covid19.who.int/.

Mendoza-Popoca, C. Ú., & Suárez-Morales, M. (2020). Reconversión hospitalaria ante la pandemia de COVID-19. Revista Mexicana de Anestesiología, 43(2), 151-156.

Chachaima-Mar, J., & Pérez-Castilla, J. (2020, April). Respiradores elastoméricos: una alternativa en tiempos de pandemia COVID 19. In Anales de la Facultad de Medicina (Vol. 81, No. 2, pp. 254-255). UNMSM. Facultad de Medicina.

Agarwal, K. M., Sharma, P., Bhatia, D., & Mishra, A. (2021). Concept design of the physical structure for ICU ventilators for COVID-19 pandemic. Sensors International, 100092.

Breslin, R. D., & Narváez, P. R. (2020). Desarrollo de un ventilador mecánico de emergencia basado en turbocompresor axial. Cuadernos de Ingeniería, 12(XII), 65-76.

El Majid, B., El Hammoumi, A., Motahhir, S., Lebbadi, A., & El Ghzizal, A. (2020). Preliminary design of an innovative, simple, and easy-to-build portable ventilator for COVID-19 patients. Euro-Mediterranean journal for environmental integration, 5, 1-4.

Fang, Z., Li, A. I., Wang, H., Zhang, R., Mai, X., & Pan, T. (2020). AmbuBox: A Fast-Deployable Low-Cost Ventilator for COVID-19 Emergent Care. SLAS TECHNOLOGY: Translating Life Sciences Innovation, 25(6), 573-584.

FLOR, O. C., SUAREZ, F. M., TOAPANTA, C. F., ROSALES, L. D., & ALVAREZ, G. A. Evaluaciones matemáticas de los mecanismos para ventiladores artificiales emergentes. Revista ESPACIOS. ISSN, 798, 1015.

Tharion, J., Kapil, S., Muthu, N., Tharion, J. G., & Kanagaraj, S. (2020). Rapid manufacturable ventilator for respiratory emergencies of COVID-19 disease. Transactions of the Indian National Academy of Engineering, 5, 373-378.

Vasan, A., Weekes, R., Connacher, W., Sieker, J., Stambaugh, M., Suresh, P., ... & Acute Ventilation Rapid Response Taskforce (AVERT). (2020). MADVent: A low-cost ventilator for patients with COVID-19. Medical devices & sensors, 3(4), e10106.

Fiorineschi, L.; Frillici, F.S.; Rotini, F. Challenging COVID-19 with Creativity: Supporting Design Space Exploration for Emergency Ventilators. Appl. Sci. 2020, 10, 4955. https://doi.org/10.3390/app10144955

R. Szlosarek, R. Teichert, A. Wetzel, A. Fichtner, F. Reuter, M. Kröger, Design and construction of a simplified, gas driven, pressure-controlled emergency ventilator, African Journal of Emergency Medicine, Volume 11, Issue 1, 2021, Pages 175-181, ISSN 2211-419X, https://doi.org/10.1016/j.afjem.2020.09.018. (https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211419X20301154).

Farré R, Puig-Domingo M, Ricart P, Nicolás JM. Emergency Mechanical Ventilators for Covid-19. Archivos de Bronconeumologia. 2020 Jul;56 Suppl 2:7-8. DOI: 10.1016/j.arbres.2020.05.012.

Samuel J. Raymond, Trevor Wesolowski, Sam Baker, Yuzhe Liu, Jordan L. Edmunds, Mauricio J. Bustamante, Brett Ley, Dwayne Free, Michel Maharbiz, Ryan Van Wert, David N..A low-cost, rapidly scalable, emergency use ventilator for the COVID-19 crisis. Cornfield, David B. Camarillo medRxiv 2020.09.23.20199877; doi: https://doi.org/10.1101/2020.09.23.20199877.

Castro-Camus, E.; Ornik, J.; Mach, C.; Hernandez-Cardoso, G.; Savalia, B.; Taiber, J.; Ruiz-Marquez, A.; Kesper, K.; Konde, S.; Sommer, C.; Wiener, J.; Geisel, D.; Hüppe, F.; Kräling, G.; Mross, P.; Nguyen, J.; Wiesmann, T.; Beutel, B.; Koch, M. Simple Ventilators for Emergency Use Based on Bag-Valve Pressing Systems: Lessons Learned and Future Steps. Appl. Sci. 2020, 10, 7229. https://doi.org/10.3390/app10207229.

Nacharaju D, Menzel W, Fontaine E, et al. Three-Dimensional Printed Ventilators: A Rapid Solution to Coronavirus Disease 2019-Induced Supply-Chain Shortages. Crit Care Explor. 2020;2(10):e0226. Published 2020 Oct 2. doi:10.1097/CCE.0000000000000226.

Armani, A.M., Hurt, D.E., Hwang, D. et al. Low-tech solutions for the COVID-19 supply chain crisis. Nat Rev Mater 5, 403–406 (2020). https://doi.org/10.1038/s41578-020-0205-1.

Harman J, Baqai F, Khan U. RETHINKING EMERGENCY VENTILATOR DESIGN: AN ATTEMPT TO ADDRESS THE SHORTAGE OF VENTILATORS IN DEVELOPING COUNTRIES Chest. 2020 Oct;158(4):A2652-A2652.

Al Husseini AM, Lee HJ, Negrete J, Powelson S, Servi AT, Slocum AH, Saukkonen J. Design and Prototyping of a Low-Cost Portable Mechanical Ventilator. J Med Device. 2010 Jun 1;4(2):027514. doi: 10.1115/1.3442790. Epub 2010 Aug 9. PMID: 32328214; PMCID: PMC7164497.

R. M. Corey et al., "Low-Complexity System and Algorithm for an Emergency Ventilator Sensor and Alarm," in IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 14, no. 5, pp. 1088-1096, Oct. 2020, doi: 10.1109/TBCAS.2020.3020702.

Heinrichs W, Mertzlufft F, Dick W. Accuracy of delivered versus preset minute ventilation of portable emergency ventilators. Critical Care Medicine. 1989 Jul;17(7):682-685. DOI: 10.1097/00003246-198907000-00017.

L. ATTEBO, M.B., B.S., M. BENGTSSON, M.D., PH.D., A. JOHNSON, M.D., PH.D., COMPARISON OF PORTABLE EMERGENCY VENTILATORS USING A LUNG MODEL, BJA: British Journal of Anaesthesia, Volume 70, Issue 3, March 1993, Pages 372–377, https://doi.org/10.1093/bja/70.3.372.

Bengt-Einar Dahlgren, Raul Hogberg, Hans G Nilsson, Portable, but Suitable: Devices in Prehospital Care Might Be Hazardous to Patient or to Aviation Safety, Prehospital and Disaster Medicine, 10.1017/S1049023X00037249, 12, 1, (64-67), (2012).

Ajao, A., Nystrom, S., Koonin, L., Patel, A., Howell, D., Baccam, P., . . . Meltzer, M. (2015). Assessing the Capacity of the US Health Care System to Use Additional Mechanical Ventilators During a Large-Scale Public Health Emergency. Disaster Medicine and Public Health Preparedness, 9(6), 634-641. doi:10.1017/dmp.2015.105.

Oshman Engineering Design Kitchen Rice University (http://oedk.rice.edu/apollobvm/).

MIT Technology Review (https://www.technologyreview.com/2020/06/16/1002980/inside-mits-low-cost-ventilator-project/).

Fang Z, Li AI, Wang H, Zhang R, Mai X, Pan T. AmbuBox: A Fast-Deployable Low-Cost Ventilator for COVID-19 Emergent Care. SLAS TECHNOLOGY: Translating Life Sciences Innovation. 2020;25(6):573-584. doi:10.1177/2472630320953801

Vasan, A.; Weekes, R.; Connacher, W.; Sieker, J.; Stambaugh, M.; Suresh, P.; Lee, D.E.; Mazzei, W.; Schlaepfer, E.; Vallejos, T.; et al. MADVent: A low-cost ventilator for patients with COVID-19. Med. Devices Sens. 2020, 3, 1–14.

D. S. Akerib, A. Ames, M. Breidenbach, M. Bressack, P. A. Breur, E. Charles, D. Gaba, R. Herbst, C. M. Ignarra, S. Luitz, E. H. Miller, B. Mong, T. A. Shutt, M. Wittgen. Acute Shortage Ventilator. medRxiv 2020.07.20.20158147; doi: https://doi.org/10.1101/2020.07.20.20158147.

Austin P51 (https://www.p51ventilators.com/about)

García SY, Cruz MB, Ortiz LF, et al. Medidas de protección alveolar en pacientes con COVID-19. Med Crit. 2020;34(6):341-348. doi:10.35366/98164.

Anexos

Anexo 1: código de la leva del respirador tipo pistón y ambú.

```
S02 M03

(Contorneado16)
G90 G54
G00 X0.4961 Y2.5096
G01 Z-0.039 F1.36
G01 X0.5589 Y2.6151 F6.
G03 X0.5615 Y2.633 I-0.0203 J0.0121
G01 X0.5586 Y2.6445
G02 X0.5573 Y2.6504 I0.1145 J0.029 F8.
G01 X0.5351 Y2.7614
G02 X0.534 Y2.7678 I0.1158 J0.0231
G01 X0.5177 Y2.8819
G02 X0.5172 Y2.8863 I0.1169 J0.0167
G01 X0.5091 Y2.9638
G02 X0.5088 Y2.9672 I0.1175 J0.0122
G01 X0.501 Y3.0721
G02 X0.5007 Y3.0756 I0.1178 J0.0088
G01 X0.4944 Y3.2178
G02 X0.4943 Y3.2213 I0.118 J0.0053
G01 X0.4859 Y3.8026
X0.4749 Y4.1891
G02 Y4.1913 I0.1181 J0.0034
G01 X0.4726 Y4.4245
G02 Y4.4278 I0.1181 J0.0012
G01 X0.4747 Y4.544
G02 X0.4748 Y4.5473 I0.1181 J-0.0021
G01 X0.4804 Y4.6701
G02 X0.4807 Y4.6744 I0.118 J-0.0054
G01 X0.4914 Y4.804
G02 X0.492 Y4.8095 I0.1177 J-0.0097
G01 X0.5098 Y4.946
G02 X0.5105 Y4.951 I0.1171 J-0.0153
G01 X0.5227 Y5.0206
G02 X0.5234 Y5.0244 I0.1164 J-0.0203
G01 X0.5377 Y5.0934
G02 X0.5387 Y5.0974 I0.1156 J-0.0241
G01 X0.5554 Y5.1658
```

G02 X0.5565 Y5.17 I0.1147 J-0.0281
G01 X0.5757 Y5.2378
G02 X0.577 Y5.2419 I0.1136 J-0.0322
G01 X0.5986 Y5.309
G02 X0.6 Y5.3129 I0.1124 J-0.0363
G01 X0.624 Y5.3794
G02 X0.6254 Y5.3831 I0.1111 J-0.0401
G01 X0.6517 Y5.449
G02 X0.6532 Y5.4525 I0.1097 J-0.0438
G01 X0.6817 Y5.5177
G02 X0.6832 Y5.521 I0.1082 J-0.0473
G01 X0.7138 Y5.5856
G02 X0.7153 Y5.5887 I0.1067 J-0.0506
G01 X0.7479 Y5.6527
G02 X0.7494 Y5.6556 I0.1052 J-0.0536
G01 X0.784 Y5.719
G02 X0.7863 Y5.723 I0.1037 J-0.0565
G01 X0.8608 Y5.8478
G02 X0.8638 Y5.8526 I0.1014 J-0.0606
G01 X0.945 Y5.9748
G02 X0.9479 Y5.979 I0.0984 J-0.0654
G01 X1.0351 Y6.0987
G02 X1.0379 Y6.1023 I0.0955 J-0.0695
G01 X1.1303 Y6.2194
G02 X1.1329 Y6.2226 I0.0927 J-0.0732
G01 X1.2299 Y6.3371
G02 X1.2323 Y6.3399 I0.0901 J-0.0763
G01 X1.3332 Y6.4518
G02 X1.3354 Y6.4542 I0.0877 J-0.0791
G01 X1.4395 Y6.5636
G02 X1.4414 Y6.5656 I0.0856 J-0.0814
G01 X1.548 Y6.6724
G02 X1.5498 Y6.6741 I0.0836 J-0.0834
G01 X1.6582 Y6.7783
G02 X1.6598 Y6.7799 I0.0819 J-0.0851
G01 X1.7696 Y6.8815
G02 X1.7715 Y6.8831 I0.0802 J-0.0867
G01 X1.8828 Y6.9818
G02 X1.8848 Y6.9836 I0.0783 J-0.0884
G01 X1.9977 Y7.0791
G02 X2. Y7.081 I0.0763 J-0.0902
G01 X2.1146 Y7.1732
G02 X2.117 Y7.1751 I0.0741 J-0.092
G01 X2.2334 Y7.2638
G02 X2.2361 Y7.2658 I0.0716 J-0.0939
G01 X2.3543 Y7.3507
G02 X2.3573 Y7.3527 I0.0689 J-0.0959
G01 X2.4775 Y7.4336
G02 X2.4807 Y7.4357 I0.0659 J-0.098
G01 X2.603 Y7.5123
G02 X2.6065 Y7.5144 I0.0627 J-0.1001
0.0719
G01 X10.1754 Y5.1525
G02 X10.1766 Y5.1509 I-0.0949 J-0.0704
G01 X10.2699 Y5.0205
G02 X10.2711 Y5.0188 I-0.096 J-0.0687
G01 X10.3622 Y4.8866
G02 X10.3634 Y4.8848 I-0.0973 J-0.067
G01 X10.4519 Y4.7511
G02 X10.4531 Y4.7491 I-0.0985 J-0.0652
G01 X10.5386 Y4.6142
G02 X10.5399 Y4.6121 I-0.0998 J-0.0632
G01 X10.622 Y4.4763
G02 X10.6233 Y4.474 I-0.1011 J-0.0611
G01 X10.7016 Y4.3376
G02 X10.703 Y4.3351 I-0.1024 J-0.0588
G01 X10.7772 Y4.1984
G02 X10.7786 Y4.1956 I-0.1038 J-0.0563
G01 X10.8483 Y4.0588
G02 X10.8497 Y4.0559 I-0.1053 J-0.0536
G01 X10.9145 Y3.9193
G02 X10.916 Y3.916 I-0.1067 J-0.0506
G01 X10.9754 Y3.78
G02 X10.9769 Y3.7764 I-0.1082 J-0.0473
G01 X11.0307 Y3.6412
G02 X11.0322 Y3.6371 I-0.1097 J-0.0437
G01 X11.0799 Y3.5031
G02 X11.0814 Y3.4986 I-0.1113 J-0.0396
G01 X11.1227 Y3.366
G02 X11.1242 Y3.3609 I-0.1128 J-0.0351
G01 X11.1587 Y3.23
G02 X11.16 Y3.2244 I-0.1142 J-0.0301
G01 X11.1873 Y3.0954
G02 X11.1884 Y3.0891 I-0.1156 J-0.0244

G01 X11.2081 Y2.9625
G02 X11.209 Y2.9555 I-0.1167 J-0.0182
G01 X11.2207 Y2.8314
G02 X11.2211 Y2.8256 I-0.1176 J-0.0111
G01 X11.2239 Y2.7647
G02 X11.224 Y2.7605 I-0.118 J-0.0054
G01 X11.2247 Y2.7003
G02 X11.2246 Y2.696 I-0.1181 J-0.0012
G01 X11.2231 Y2.6366
G02 X11.2229 Y2.6321 I-0.1181 J0.0031
G01 X11.2192 Y2.5735
G02 X11.2188 Y2.569 I-0.1179 J0.0075
G01 X11.2129 Y2.5112
G02 X11.2124 Y2.5067 I-0.1175 J0.012
G01 X11.2043 Y2.4497
G02 X11.2036 Y2.4452 I-0.117 J0.0165
G01 X11.1935 Y2.389
G02 X11.1926 Y2.3845 I-0.1162 J0.0209
G01 X11.1804 Y2.3291
G02 X11.1793 Y2.3247 I-0.1153 J0.0254
G01 X11.165 Y2.2701
G02 X11.1638 Y2.2657 I-0.1143 J0.0299
G01 X11.1475 Y2.2119
G02 X11.1461 Y2.2076 I-0.113 J0.0342
G01 X11.1278 Y2.1545
G02 X11.1262 Y2.1503 I-0.1116 J0.0386
G01 X11.1059 Y2.0981
G02 X11.1043 Y2.094 I-0.1101 J0.0428
G01 X11.082 Y2.0425
G02 X11.0802 Y2.0385 I-0.1084 J0.0469
G01 X11.056 Y1.9879
G02 X11.0541 Y1.984 I-0.1066 J0.0509
G01 X11.028 Y1.9342
G02 X11.026 Y1.9305 I-0.1047 J0.0547
G01 X10.998 Y1.8814
G02 X10.9948 Y1.8761 I-0.1026 J0.0585
G01 X10.9334 Y1.7804
G02 X10.9288 Y1.7738 I-0.0994 J0.0638
G01 X10.8602 Y1.6812
G02 X10.8555 Y1.6753 I-0.0949 J0.0703
G01 X10.7799 Y1.5859
G02 X10.7751 Y1.5806 I-0.0902 J0.0763
G01 X10.6927 Y1.4943
G02 X10.6879 Y1.4895 I-0.0854 J0.0816
G01 X10.5989 Y1.4064
G02 X10.5942 Y1.4022 I-0.0807 J0.0863
G01 X10.4989 Y1.3221
G02 X10.4943 Y1.3185 I-0.0759 J0.0905
G01 X10.3927 Y1.2415
G02 X10.3883 Y1.2383 I-0.0713 J0.0941
G01 X10.2808 Y1.1644
G02 X10.2765 Y1.1616 I-0.0669 J0.0973
G01 X10.1632 Y1.0908
G02 X10.1591 Y1.0884 I-0.0626 J0.1002
G01 X10.0403 Y1.0207
G02 X10.0363 Y1.0185 I-0.0585 J0.1026
G01 X10.8483 Y4.0588
G02 X10.8497 Y4.0559 I-0.1053 J-0.0536
G01 X10.9145 Y3.9193
G02 X10.916 Y3.916 I-0.1067 J-0.0506
G01 X10.9754 Y3.78
G02 X10.9769 Y3.7764 I-0.1082 J-0.0473
G01 X11.0307 Y3.6412
G02 X11.0322 Y3.6371 I-0.1097 J-0.0437
G01 X11.0799 Y3.5031
G02 X11.0814 Y3.4986 I-0.1113 J-0.0396
G01 X11.1227 Y3.366
G02 X11.1242 Y3.3609 I-0.1128 J-0.0351
G01 X11.1587 Y3.23
G02 X11.16 Y3.2244 I-0.1142 J-0.0301
G01 X11.1873 Y3.0954
G02 X11.1884 Y3.0891 I-0.1156 J-0.0244
G01 X11.2081 Y2.9625
G02 X1.6119 Y1.3104 I0.0603 J0.1015
G01 X1.4866 Y1.3923
G02 X1.4821 Y1.3954 I0.0646 J0.0989
G01 X1.3633 Y1.4812
G02 X1.3586 Y1.4848 I0.0692 J0.0957
G01 X1.2466 Y1.5747
G02 X1.2416 Y1.5789 I0.0739 J0.0921
G01 X1.1368 Y1.6729
G02 X1.133 Y1.6764 I0.0788 J0.0879
G01 X1.0834 Y1.725
G02 X1.0808 Y1.7275 I0.0826 J0.0844
G01 X1.0331 Y1.7772
G02 X1.0306 Y1.7799 I0.0851 J0.0819
G01 X0.9848 Y1.8306

G02 X0.9822 Y1.8335 I0.0877 J0.0791
G01 X0.9384 Y1.8853
G02 X0.9359 Y1.8884 I0.0902 J0.0762
G01 X0.8941 Y1.9414
G02 X0.8916 Y1.9446 I0.0927 J0.0732
G01 X0.8519 Y1.9987
G02 X0.8495 Y2.0021 I0.0952 J0.0699
G01 X0.8119 Y2.0573
G02 X0.8096 Y2.0609 I0.0976 J0.0665
G01 X0.7741 Y2.1172
G02 X0.7719 Y2.121 I0.1 J0.0629
G01 X0.7386 Y2.1785
G02 X0.7364 Y2.1824 I0.1022 J0.0591
G01 X0.7054 Y2.2411
G02 X0.7034 Y2.2452 I0.1044 J0.0552
G01 X0.6746 Y2.305
G02 X0.6727 Y2.3092 I0.1065 J0.0511
G01 X0.6463 Y2.3703
G02 X0.6445 Y2.3746 I0.1084 J0.0469
G01 X0.6205 Y2.4368
G02 X0.6189 Y2.4413 I0.1102 J0.0426
G01 X0.5972 Y2.5047
G02 X0.5958 Y2.5093 I0.1118 J0.0381
G01 X0.5766 Y2.574
G02 X0.5753 Y2.5785 I0.1132 J0.0336
G01 X0.5586 Y2.6445
G02 X0.5573 Y2.6504 I0.1145 J0.029 F6.
G01 X0.5561 Y2.656
G03 X0.5461 Y2.6711 I-0.0232 J-0.0046
G01 X0.4439 Y2.7392
G00 Z0.1
Z1.0 M09
M30

Anexo 2: código de los engranes del respirador tipo pistón y ambú.

O0001
N1 G20
N2 (1/32 CRB 2FL BM 5/64 LOC)
N3 G91 G28 X0 Y0 Z0
N4 T01 M06
N5 S2 M03

N6 (Desbaste1)
N7 G90 G54 G00 X.5906 Y2.
N8 G43 Z.1 H01 M08
N9 G01 Z-.0394 F.68
N10 G17 X.6819 F2.
N11 G03 I-.0914 J0 F4.
N12 G01 X.8394
N13 G03 I-.2489 J0
N14 I-.2489 J0
N15 G01 X.5906
N16 G00 Z.1
N17 Z.0606
N18 G01 Z-.0777 F.68
N19 X.6819 F2.
N20 G03 I-.0914 J0 F4.
N21 G01 X.8394
N22 G03 I-.2489 J0
N23 I-.2489 J0
N24 G01 X.5906
N25 G00 Z.1
N26 Z.0223
N27 G01 Z-.116 F.68
N28 X.6819 F2.
N29 G03 I-.0914 J0 F4.
N30 G01 X.8394
N31 G03 I-.2489 J0
N32 I-.2489 J0
N33 G01 X.5906
N34 G00 Z.1
N35 Z-.016
N36 G01 Z-.1542 F.68
N37 X.6819 F2.
N38 G03 I-.0914 J0 F4.
N39 G01 X.8394
N40 G03 I-.2489 J0
N41 I-.2489 J0
N42 G01 X.5906
N43 G00 Z.1
N44 Z-.0542
N45 G01 Z-.1925 F.68
N46 X.6819 F2.
N47 G03 I-.0914 J0 F4.
N48 G01 X.8394
N49 G03 I-.2489 J0
N50 I-.2489 J0
N51 G01 X.5906
N52 G00 Z.1
N53 Z-.0925
N54 G01 Z-.2308 F.68

```
N55 X.6819 F2.
N56 G03 I-.0914 J0 F4.
N57 G01 X.8394
N58 G03 I-.2489 J0
N59 I-.2489 J0
N60 G01 X.5906
N61 G00 Z.1
N62 Z-.1308
N63 G01 Z-.2691 F.68
N64 X.6819 F2.
N65 G03 I-.0914 J0 F4.
N66 G01 X.8394
N67 G03 I-.2489 J0
N68 I-.2489 J0
N69 G01 X.5906
N70 G00 Z.1
N71 Z-.1691
N72 G01 Z-.3074 F.68
N73 X.6819 F2.
N74 G03 I-.0914 J0 F4.
N75 G01 X.8394
N76 G03 I-.2489 J0
N77 I-.2489 J0
N78 G01 X.5906
N79 G00 Z.1
N80 Z-.2074
N81 G01 Z-.3457 F.68
N82 X.6819 F2.
N83 G03 I-.0914 J0 F4.
N84 G01 X.8394
N85 G03 I-.2489 J0
N86 I-.2489 J0
N87 G01 X.5906
N88 G00 Z.1
N89 Z-.2457
N90 G01 Z-.384 F.68
N91 X.6819 F2.
N92 G03 I-.0914 J0 F4.
N93 G01 X.8394
N94 G03 I-.2489 J0
N95 I-.2489 J0
N96 G01 X.5906
N97 G00 Z.1
N98 Z-.284
N99 G01 Z-.394 F.68
N100 X.6819 F2.
N101 G03 I-.0914 J0 F4.
N102 G01 X.8394
N103 G03 I-.2489 J0
N104 I-.2489 J0
N105 G01 X.5906
N106 G00 Z.1
N107 Z1. M09
N108 G91 G28 Z0
N109 G28 X0 Y0
N110 M30
```

Anexo 3: código de la programación del giro de la leva para el prototipo tipo ambú.

```
#include &lt;Stepper.h&gt;
Stepper myStepper(stepsPerRevolution, 8,9,10,11);

//Revoluciones del motor
const int stepsPerRevolution = 10;

void setup() {
//Velocidad en RPM
myStepper.setSpeed(200);
// inicializa el puerto serial
Serial.begin(9600);
}
void loop() {
//Secuencia de Giro para presión estandar del respitador AMBU
Serial.println(&quot;clockwise&quot;);
myStepper.step(stepsPerRevolution);
}
```

Anexo 4: código de la programación del giro de la leva para el prototipo tipo pistón.

```
int giroMotorDerecha = 13;
int giroMotorIzquierda = 12;
int sensorDerecha = 11;
int sensorIzquierda = 10;
int pasos=0;
char valor;
void setup()
{
  pasos=200;
  Serial.begin(9600);
  pinMode(giroMotorDerecha,
OUTPUT);
```

```
  pinMode(giroMotorIzquierda,
OUTPUT);
  pinMode(sensorDerecha, INPUT);
  pinMode(sensorIzquierda, INPUT);
}
void loop()
{
  reset(100);
  paroMotorDerecha(100);
  moverMotorIzquierda(100);
  paroMotorIzquierda(100);
  moverMotorDerecha(100);
}
void reset(int pasos)
{
   valor = Serial.read();
   if      (((valor      ==      'R')      &&
((digitalRead(sensorDerecha)  ==  LOW)
&&  (digitalRead(sensorIzquierda)  ==
LOW))))
               {
          digitalWrite(giroMotorDerecha,
HIGH);
           delay(100);
        }
   }
void paroMotorDerecha(int pasos)
{
   if    (digitalRead(sensorDerecha)    ==
HIGH)
                  {
          digitalWrite(giroMotorDerecha,
LOW);
          delay(100);
       }
}
void paroMotorIzquierda(int pasos)
{
   if   (digitalRead(sensorIzquierda)   ==
HIGH)
                  {
          digitalWrite(giroMotorIzquierda,
LOW);
          delay(100);
       }
}
void moverMotorIzquierda(int pasos)
{
   valor = Serial.read();
   if      (((valor      ==      'I')      &&
((digitalRead(sensorDerecha)          ==
HIGH)&& (digitalRead(sensorIzquierda)
== LOW))))

        {
          digitalWrite(giroMotorIzquierda,
HIGH);

          delay(100);
        }
   }

void moverMotorDerecha(int pasos)
{
   valor = Serial.read();
   if      (((valor      ==      'D')      &&
((digitalRead(sensorIzquierda)          ==
HIGH)&&  (digitalRead(sensorDerecha)
== LOW))))

        {
          digitalWrite(giroMotorDerecha,
HIGH);

          delay(100);
        }
   }
```