



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

DISEÑO, SIMULACIÓN Y CONTROL DE UN RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA

Patricia de Fátima Chambergo-Ruiz

Piura, abril de 2017

FACULTAD DE INGENIERÍA

Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con Mención en Automática y
Optimización

Chambergo, P. (2017). *Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria* (Tesis de Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con mención en Automática y Optimización). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Piura, Perú.



Esta obra está bajo una licencia

[Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](https://repositorio.institucional.pirhua.edu.pe/)

UNIVERSIDAD DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA



Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria

Tesis para optar el Grado de Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con mención en Automática y Optimización

ING. PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

**Asesor:
DR. ING. CARLOS JAHEL OJEDA DIAZ**

Piura, Abril de 2017

Dedicatoria

A la Virgen de Guadalupe que ilumina mi camino
A mis padres, que me apoyan en cada paso que doy
A mi hermana Guilliana, que me apoyó en el desarrollo de este trabajo

Prólogo

Considerando que existen deficiencias en la atención médica, nos centramos en los casos de ventilación para los pacientes.

Ya que ésta técnica es de suma importancia en la atención médica, pero aún es deficiente la manera en que se realiza, ya que es de forma manual, limitando al personal médico, y requiere más de un doctor para realizarla e impide que se pueda sumar otro tipo de asistencia al paciente.

Analizando ésta técnica nos encontramos con el equipo llamado resucitador manual o comercialmente conocido como Ambu.

Un equipo que cuenta con diferentes dimensiones para cada tipo de paciente: Adulto, pediátrico e infante, el cual no controla ni puede censar la cantidad de volumen y presión con la que se le da aire al paciente.

Lo que se busca con este trabajo es mejorar su funcionamiento, con la propuesta de un prototipo automatizado, que facilite la técnica de ventilación a los médicos.

De esta manera se podrá mejorar la atención en pacientes de zonas rurales, como las postas médicas, en donde no se cuenta con el personal médico suficiente, ayudará en los traslados de pacientes de zonas alejadas hacia hospitales, además que podría considerarse como una alternativa hasta la espera de un ventilador mecánico más sofisticado, teniendo en cuenta que éste último es costoso y muchas veces no se cuenta con la cantidad necesaria para atender a los pacientes. Finalmente, me gustaría agradecer al CONCYTEC por haberme dado la oportunidad de seguir una maestría y confiar en la juventud del Perú, además agradecer al Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Diaz, por sus consejos en el desarrollo de este trabajo.

Resumen

El objetivo de esta tesis consiste en el desarrollo de una propuesta para la mejora de la ventilación manual. Abarca el diseño del mecanismo que tenga las funciones del equipo usado comúnmente, además debe ser de fácil traslado y automático.

Se propone el sistema manivela-biela-pistón, conociendo el comportamiento del mecanismo, y las fuerzas que intervienen en él, se realiza el diseño del controlador.

Se busca controlar la cantidad de volumen, mediante un controlador difuso.

Al conocer el funcionamiento del sistema y sus dimensiones, se completa el diseño de las piezas, teniendo de esta forma la propuesta del prototipo.

Los resultados que se obtuvieron fueron correctos para pacientes adultos y pediátricos, sin embargo, debido a que la cantidad de volumen para pacientes neonatales es pequeño, el sistema no respondió correctamente.

Cada ventilación se debe realizar en un segundo, por lo que se propone para trabajos posteriores agregar un reductor de velocidad, o un sistema, como la modulación por ancho de pulso, para que el mecanismo cumpla con el tiempo establecido.

Esta propuesta mejora la técnica de ventilación, al convertirla de manual a automática, así ayuda a dar otros soportes vitales, ayuda al médico en los traslados de zonas alejadas a un hospital o durante la espera de un ventilador mecánico.

Índice

Prólogo	III
Resumen	V
Índice de figuras	XI
Índice de tablas	XV
Introducción.....	1
Capítulo 1. Planteamiento metodológico	3
1.1. Situación problemática.	3
1.2. Antecedentes.....	3
1.3. Justificación.....	7
1.4. Objetivos.....	8
Capítulo 2. Marco Teórico.....	9
2.1. Anatomía del sistema respiratorio	9
2.1.1. Vía aérea de conducción	9
2.1.2. Unidades de intercambio gaseoso	9
2.1.3. Irrigación Sanguínea	10
2.2. Conceptos básicos de fisiología respiratoria	10
2.3. Proceso de respiración.....	10
2.3.1. Etapas del proceso de respiración	11
2.3.1.1. Ventilación pulmonar	11
2.3.1.2. Intercambio gaseoso	12
2.3.1.3. Transporte de gases.....	14
2.3.1.4. Mecanismos que regulan la respiración.....	14
2.4. La ventilación mecánica	15
2.4.1. Tipos de ventilación	16

VIII

2.4.2.	Objetivos	16
2.4.3.	Indicaciones.....	17
2.5.	Bolsa ambú original.....	18
2.6.	Ventilación con mascarilla y bolsa.....	18
2.6.1.	Instrumentos	19
2.6.2.	Técnica	22
2.7.	Técnica de reanimación cardiopulmonar [17].....	23
2.7.1.	Reanimación neonatal	23
2.7.2.	Soporte vital básico pediátrico y calidad de la RCP	24
2.7.2.1.	Soporte	24
2.7.3.	Comparación de los elementos clave del soporte vital básico (svb) de adultos, niños y lactantes	27
Capítulo 3. Diseño y control.....		29
3.1.	Planteamiento	29
3.2.	Funcionamiento	29
3.3.	Datos de la ventilación con ambú.....	30
3.3.1.	Ventilación con bolsa y mascarilla.....	30
3.3.2.	Especificaciones del ambu	30
3.4.	Modelo cinemático de la biela – manivela –pistón	32
3.4.1.	Cilindro [24].....	35
3.4.1.1.	Área lateral del cilindro	35
3.4.1.2.	Volumen del cilindro	35
3.5.	Modelo dinámico de la manivela biela y pistón [25]	37
3.6.	Modelo del motor	41
3.6.1.	Servomotor de corriente directa CD [26].....	41
3.6.2.	Control por armadura	42
3.6.3.	Modelo matemático del motor con carga [27]	43
3.7.	Diseño.....	46
3.7.1.	Piezas y ensamblaje.....	49
3.7.2.	Conexión al paciente	55
3.8.	Análisis del comportamiento del sistema	55
3.8.1.	Desplazamiento del pistón	58
3.8.2.	Velocidad del pistón.....	58
3.8.3.	Aceleración del pistón.....	59

3.8.4.	Volumen	60
3.8.5.	Relación de la velocidad del motor	60
3.8.6.	Relación velocidad del motor y presión del pistón	62
3.8.7.	Relación ángulo de giro del motor y volumen	63
3.8.8.	Comportamiento según el tamaño de la biela	64
3.9.	Mecanismo en SimMechanics	67
3.10.	Lógica difusa [32]	69
3.10.1.	Conjuntos borrosos	69
3.10.2.	Funciones de membresía	70
3.10.3.	Fuzzificación	72
3.10.4.	Reglas borrosas	72
3.10.5.	Reglas difusa de mandami	73
3.10.6.	Defusificación.....	74
3.11.	Diseño del controlador del sistema	76
Capítulo 4. Análisis y resultados		81
4.1.	Mecanismo bajo controlador	81
4.2.	Propuesta de implementación	88
Conclusiones.....		91
Bibliografía.....		93
Anexo A. Códigos de programación		95
Anexo A-1 Código de programación del sistema.....		96
Anexo A-2 Código de programación de parámetros del sistema		97
Anexo B. Bloques de diagramas del sistema.....		99
Anexo B-1 Bloque del sistema		100
Anexo B-2 Bloque del motor.....		101
Anexo B-3 Bloque del mecanismo manivela biela pistón.....		102
Anexo B-4 Bloque simmechanics del mecanismo manivela biela pistón		103
Anexo B-5 Bloque de actuadores y sensores en el mecanismo.....		104
Anexo B-6 Bloque de obtencion de volumen.....		105
Anexo B-7 Bloque de fuerzas que actúan en el mecanismo.....		106
Anexo C. Fichas técnicas de los motores		107
Anexo D. Planos de diseño del mecanismo.....		115

Índice de figuras

Figura 1. The oxylator Resuscitator Range	4
Figura 2. Ambu Matic	4
Figura 3. Resuscitation Bag Controller	5
Figura 4. Válvula-mascarilla con reanimación boca a bolsa	6
Figura 5. Estimulador respiratorio neonatal	7
Figura 6. Reanimador de Uso Fácil	7
Figura 7. Partes del resucitador manual: Válvula de paciente(a),	18
Figura 8. Cánula orofaríngea	19
Figura 9. Cánula orofaríngea	19
Figura 10. Mascarillas faciales	20
Figura 11. Bolsa de ventilación	21
Figura 12. Bolsa reservorio	21
Figura 13. Manejo de la vía aérea y cánula orofaríngea.....	23
Figura 14. Toma de aire del exterior	30
Figura 15. Aire al paciente	30
Figura 16. Mecanismo Biela Manivela Pistón, (A) Manivela, (B) Biela, (C) Pistón.....	32
Figura 17. Esquema Biela Manivela Pistón Fuente: Elaboración propia	32
Figura 18. Esquema Biela Manivela Pistón y Cilindro	35
Figura 19. Diagrama de fuerzas de la manivela	37
Figura 20. Diagrama de fuerzas de la biela	38
Figura 21. Diagrama de fuerzas de la biela	39
Figura 22. Torque del mecanismo	40

Figura 23. Diagrama motor DC.....	42
Figura 24. Momento de inercia de la biela entorno a su eje de rotación.....	45
Figura 25. Diseño propuesto.....	46
Figura 26. Pantalla LCD.....	47
Figura 27. Mecanismo de funcionamiento.....	48
Figura 28. Composición del cilindro.....	48
Figura 29. Vista frontal e isométrica.....	50
Figura 30. Vista frontal e isométrica.....	50
Figura 31. Vista frontal e isométrica.....	50
Figura 32. Vista frontal e isométrica.....	51
Figura 33. Vista frontal e isométrica.....	51
Figura 34. Vista frontal e isométrica.....	51
Figura 35. Esquema de conexión al paciente.....	55
Figura 36. Cinemática de la biela manivela pistón.....	55
Figura 37. Comportamiento del sistema bajo 5 voltios.....	56
Figura 38. Mecanismo bajo 3 voltios con un giro completo.....	57
Figura 39. Desplazamiento del pistón con respecto a tiempo.....	58
Figura 40. Velocidad del pistón con respecto al tiempo.....	58
Figura 41. Aceleración del pistón con respecto al tiempo.....	59
Figura 42. Volumen del cilindro con respecto al tiempo.....	60
Figura 43. Velocidad y volumen del sistema.....	60
Figura 44. Velocidad del motor y velocidad del pistón.....	61
Figura 45. Velocidad del motor y presión del pistón.....	62
Figura 46. Relación voltaje y presión máxima.....	63
Figura 47. Relación entre ángulo y volumen máximo.....	64
Figura 48. Mecanismo de biela corta (izquierda)-mecanismo de biela larga (derecha).....	64
Figura 49. Desplazamiento del pistón.....	65
Figura 50. Velocidad del pistón.....	65
Figura 51. Aceleración del pistón.....	66
Figura 52. Aceleración del pistón de biela corta.....	67
Figura 53. Mecanismo exportado a Simulink.....	68
Figura 54. Motor.....	68
Figura 55. Biela.....	68
Figura 56. Pistón Fuente:.....	68
Figura 57. Ejemplo de subconjuntos borrosos para un conjunto velocidad.....	70
Figura 58. Forma triangular.....	70
Figura 59. Forma S.....	71
Figura 60. Forma trapezoidal.....	71
Figura 61. Forma singleton.....	71
Figura 62. Ejemplo de fuzzificación de una variable.....	72
Figura 63. Bloque Defusificador.....	74
Figura 64. Sistema de inferencia difusa.....	75
Figura 65. Esquema de control.....	76
Figura 66. Toolbox fuzzy.....	77
Figura 67. Funciones de membresía de la entrada.....	77
Figura 68. Funciones de membresía de la salida.....	78
Figura 69. Superficie de control.....	78

Figura 70. Reglas de control.....	79
Figura 71. Volumen paciente adulto (800 ml).....	81
Figura 72. Desplazamiento del pistón en paciente adulto	82
Figura 73. Paciente adulto (Máx 60cmH ₂ O).....	82
Figura 74. Voltaje del motor - Paciente adulto.....	83
Figura 75. Volumen paciente pediátrico (400ml).....	83
Figura 76. Desplazamiento del pistón en paciente pediátrico	84
Figura 77. Paciente pediátrico (Máx 40cmH ₂ O).....	84
Figura 78. Voltaje del motor - Paciente pediátrico.....	85
Figura 79: Ángulo - voltaje – presión.....	86
Figura 80. Ángulo- desplazamiento- volumen	87
Figura 81. Analizador de flujo de ventiladores VT305	88
Figura 82. Pulmón de ensayo portátil Accu Lung II	89

Índice de tablas

Tabla 1. Qué debe y no debe hacerse en la RCP de alta calidad para adultos.....	26
Tabla 2. SVB: Resumen de los componentes de la RCP de alta calidad para proveedores de SVB.....	27
Tabla 3. SVB: Resumen de los componentes de la RCP de alta calidad para proveedores de SVB.....	28
Tabla 4. Volumen corriente según la edad del paciente.....	31
Tabla 5 Parámetros técnicos del resucitador manual (Ambu).....	31
Tabla 6. Dimensiones del empaque.....	46
Tabla 7. Datos técnicos del motor.....	47
Tabla 8. Propiedades del polipropileno.....	49
Tabla 9. Voltaje y Presión Máxima.....	62
Tabla 10. Ángulo y volumen máximo.....	63
Tabla 11. Variables del sistema.....	76
Tabla 12. Variables lingüísticas.....	76
Tabla 13. Componentes electrónicos.....	88

Introducción.

Los reanimadores manuales autoinflables (RMA), son dispositivos utilizados con el fin de ofertar ventilaciones con presión positiva en pacientes con necesidad de soporte ventilatorio. Entre las situaciones clínicas en que los RMAs son utilizados, podemos citar: la resucitación cardiopulmonar y el transporte extra e intra-hospitalario.

Los RMAs no pueden ser considerados como unos simples dispositivos, sino como un mecanismo complejo que consiste en un conjunto de válvulas que trabajan de forma secuencial, con el objetivo de permitir la salida y la entrada de aire en el sistema respiratorio del paciente.

En la literatura, se pueden encontrar relatos de casos de mal funcionamiento de la válvula del paciente, porque los RMAs están recibiendo altos flujos de O_2 y/o sus piezas están ensambladas equivocadamente. Bajo esas situaciones, los autores relatan que hubo una dificultad o una imposibilidad de manipular la unidad comprensible del RMA. Esa situación creó en los pacientes complicaciones tales como: neumotórax, dilatación y ruptura gástrica con aspiración del contenido gástrico, hemoperitoneo, ruptura de esófago y neumoencéfalo.

El RMA es un dispositivo que debe ser usado por un equipo de profesionales debidamente entrenados y familiarizados con los componentes y con el mecanismo de funcionamiento de sus válvulas, porque en algunos tipos, la unidad comprensible puede ser manipulada por el operador sin que ocurra la ventilación del paciente. [1]

La apertura de la vía aérea y la restauración de la respiración son pasos esenciales en la reanimación de pacientes con obstrucción de las vías respiratorias,

insuficiencia respiratoria y paro cardiopulmonar.

Dependiendo del nivel de formación y la disponibilidad de los equipos, el personal que proporciona soporte ventilatorio de emergencia pueden elegir entre varios métodos diferentes. La técnica de aire espirado (resucitación boca a boca) es el más fácil de aprender y no requiere ningún equipo.

Sin embargo, el aire exhalado que se suministra al paciente no contiene más de 19% de oxígeno, que es insuficiente para un cuadro de hipoxia, además que el procedimiento es agotador, expone al personal a una potencial infección, y puede ser desagradable, especialmente si la víctima ha vomitado.

La ventilación boca a boca se introdujo en la década de 1950. Posteriormente, los resucitadores manuales (bolsa- válvula - máscara) se desarrollaron y permiten la entrega de mayores concentraciones de oxígeno.

Estos dispositivos son ahora ampliamente utilizados por el personal médico y paramédico.

Para su correcto funcionamiento requiere el mantenimiento de un sello hermético entre la máscara y paciente.

Esto es a menudo una maniobra difícil para un solo operador, que también debe operar la bolsa y mantener una vía aérea permeable. [2]

Capítulo 1

Planteamiento metodológico

1.1.Situación problemática

La ventilación con el resucitador manual o Ambú limita al personal de salud, ya que para realizarla de manera correcta, el médico necesita usar ambas manos (una para sujetar la máscara y otra para presionar el balón autoinchable) limitándolo a dar otras medidas de soporte vital al paciente, sumado a esto el cansancio que origina estar ventilando por largas horas, cuando por ejemplo se traslada pacientes que necesiten ventilación desde zonas lejanas o cuando se está esperando por un ventilador mecánico en un hospital; esto ocasiona que la ventilación no se haga de manera correcta, no ofreciendo la ayuda necesaria al paciente para mejorar su condición respiratoria.

1.2.Antecedentes

En el mercado podemos encontrar el producto llamado “The OXYLATOR Resucitator Range” [3], patentado. Que es un apoyo en la ventilación asistida en situaciones de emergencia y de transporte de corto plazo. EL cual funciona conectado a un tanque de oxígeno y mediante una válvula se encarga de suministrar aire al paciente de forma automática, en donde el médico, sólo sostiene la máscara que se coloca en el paciente.

Para ventilar al paciente, se debe presionar el botón, hasta que se llegue a la máxima presión, luego éste se libera permitiendo así la exhalación. Presionando y girando el botón de insuflación permite que el dispositivo realice el ciclo automáticamente de la

inspiración y la espiración. El equipo tiene dos tipos de retroalimentación: Como un sonido “ticks” cuando las vías respiratorias están obstruidas o fugas alrededor de la máscara. [4]



Figura 1. The oxylator Resuscitator Range
Fuente: EMCrit Delayed sequence intubation (DSI)

Otro tipo de equipo que encontramos es el “Ambu Matic con monitor de ventilación” de la marca Ambu[5], diseñado para la ventilación automática de niños y adultos. La ventilación puede ser de forma automática o manual. Este ambu funciona conectado a un tanque de oxígeno. Además que nos presenta un pequeño monitor de ventilación que emite una alarma en diferentes casos.



Figura 2. Ambu Matic
Fuente: Manual Ambu Matic con monitor de ventilación

Una forma más que se diseñó para controlar el resucitador manual es Resuscitation bag controller, es un dispositivo mecánico que rodea la bolsa de ventilación y permite la compresión controlada, puede mejorar la precisión y la exactitud de la ventilación con bolsas de resucitación manuales.

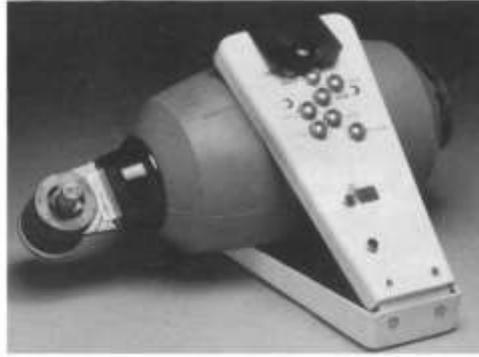


Figura 3. Resuscitation Bag Controller

Fuente: Comparison of ventilation performance: standard resuscitation bag and the resuscitation bag controller (1990)

El dispositivo de reanimación Controller Bag es una unión mecánica que puede ayudar a los operadores en la entrega de un volumen tidal controlado.

El estudio constó en hacer la comparación donde se midió el volumen y la presión inspiratoria durante la ventilación con bolsa, con y sin Controller Bag y evaluaron las diferencias entre el rendimiento utilizando ambas técnicas. No se encontraron diferencias significativas en el porcentaje de respiraciones aceptables entregado entre los dos métodos.

El funcionamiento del equipo se inicia cuando el operador selecciona el volumen correcto en la parte superior del brazo y sujeta la correa que rodea la bolsa de reanimación. El operador sólo tiene que apretar los dos brazos hasta que se encuentran al final de su arco para suministrar el volumen seleccionado. Después del estudio concluyeron que la reanimación controlador de la bolsa ofrece pocas ventajas respecto al resucitador manual para la reanimación de adultos. [6]

Cuando se ventila un paciente no intubado con una bolsa autoinflable, los flujos inspiratorios máximos altos pueden resultar en altas presiones máximas de vía aérea con insuflación gástrica subsecuente; esto puede ocurrir frecuentemente cuando reanimadores sin experiencia diaria en ventilación con bolsa autoinflable deben realizar manejo avanzado de vía aérea. El propósito de ese estudio fue evaluar los efectos de una bolsa autoinflable recientemente desarrollada (resucitador boca a bolsa; Ambu, Glostrup, Dinamarca) que limita el flujo inspiratorio máximo. Se usó un modelo que simula un paciente con vía aérea no intubada, consistente en una máscara facial, una cabeza de maniquí, un pulmón de entrenamiento (compliance pulmonar, 100 ml /0.098 kPa (100 ml/cm H₂O); resistencia de vía aérea, 0.39 kPa/l por segundo (4 cm H₂O/l/s)) esófago y LESP, 1.96 kPa (20 cm H₂O) y un estómago simulado. Se randomizaron 20 enfermeras para ventilar el maniquí por 1 minuto (frecuencia respiratoria: 12 por minuto) con bolsa autoinflable tradicional o el resucitador boca a bolsa, el que requiere que el reanimador infle un balón descartable(un solo uso) dentro de la bolsa autoinflable, que a su vez desplaza aire hacia el paciente. Cuando se agrega oxígeno suplementario, la ventilación con hasta un 100% de oxígeno puede ser

obtenido, ya que el aire espirado es solamente usado como gas conductor. Por lo anterior, el resucitador boca a bolsa permite usar las dos manos para sellar la máscara en la cara de la víctima. En conclusión, el utilizar el resucitador boca a bolsa durante ventilación simulada de un paciente no intubado en paro respiratorio disminuye significativamente la velocidad de flujo inspiratorio y mejora los volúmenes corrientes pulmonares al tiempo de disminuir la filtración de la máscara. [7]

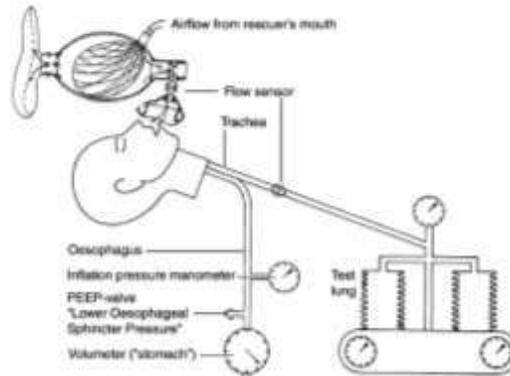


Figura 4. Válvula-mascarilla con reanimación boca a bolsa
Fuente: Optimizing bag-valve-mask ventilation with a new mouth-to-bag (2003)

En Perú, se están realizando proyectos relacionados con la mejora en la ventilación para pacientes, estos están siendo financiados por el Consejo Nacional de Ciencia, Tecnología e innovación Tecnológica.

Uno de estos proyectos lo tienen a cargo los Investigadores del Instituto Nacional de Salud del Niño - Hospital del Niño, bajo el mando de Doc. Carlos Alberto Delgado Bocanegra, como investigador principal, el cual consiste en un pequeño dispositivo de reanimación de fácil uso llamado Estimulador Respiratorio Neonatal[8].

Este equipo ayuda a los recién nacidos a respirar para contrarrestar las asfixias, que ocasionan grandes problemas de salud en el recién nacido.

El dispositivo consta de un aparato flexible y rígido que genera una corriente de aire como primera ayuda para estimular la respiración espontánea de niños asfixiados.

Este estimulador es de fácil uso con el fin de que pueda ser empleado por técnicos, obstetricas, médicos o parteras tradicionales y el objetivo es que éste sea incluido en el equipo básico de reanimación neonatal.



Figura 5. Estimulador respiratorio neonatal

Fuente: Imagen extraída del video ¡Investigadores peruanos crean dispositivo que salva vidas de recién nacidos! Ciencia Activa TV (2015)

Otro proyecto relacionado con la mejora de la ventilación es el proyecto denominado Reanimador de Fácil Uso [9], éste es realizado por la Pontificia Universidad Católica del Perú, bajo el mando del Magister en Ingeniería Biomédica Bruno Castellón Levano La función de este reanimador es la dosificación del volumen de aire que recibe el paciente. Este puede ser manipulado con la mano, pie o conectar la bombilla a un compresor de automóvil y se podrá dar reanimación cardiopulmonar (RCP) o auscultar al paciente.



Figura 6. Reanimador de Uso Fácil

Fuente: Imagen extraída del video Reanimador de Uso Fácil Concytec Perú (2014)

1.3. Justificación

Los médicos que se encuentren en zonas lejanas por ejemplo en los establecimientos donde se realiza servicio rural y urbano marginal de salud (SERUM), tienen limitaciones ya que no cuentan con el personal suficiente, como por ejemplo para trasladar a los pacientes hasta un hospital y realizar de forma correcta una ventilación asistida con un resucitador manual, ya que por el cansancio originado por las largas distancias no se realiza de manera adecuada.

Además uno de los problemas muy comunes en los hospitales es la falta de ventiladores mecánicos donde el paciente espera por largas horas hasta que pueda acceder a uno de estos equipos.

Por lo que con este proyecto se busca diseñar un sistema de resucitación que ayude a resolver estos problemas.

1.4.Objetivos

Objetivo general

- Diseñar un sistema que mejore la técnica de resucitación con ambú o resucitador manual.

Objetivos específicos

- Conocer el funcionamiento del resucitador manual o ambú.
- Diseñar un sistema que cumpla las funciones del resucitador manual.
- Diseñar un controlador para la cantidad de volumen del resucitador.
- Elaborar el diseño del sistema con ayuda de un software 3D.
- Simular el sistema y analizar su funcionamiento.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Anatomía del sistema respiratorio

2.1.1. Vía aérea de conducción

Su función principal es acondicionar y dirigir el aire antes de llegar a los alvéolos. Por lo tanto calienta y humedece el aire y filtra las partículas extrañas.

Hay una vía aérea alta: nariz faringe y laringe; y una vía aérea baja: tráquea y bronquios.

El árbol bronquial se ramifica en bronquiolos y bronquiolos terminales (es la parte más pequeña de la vía aérea antes de llegar a los alvéolos). A todo esto se le denomina vía aérea de conducción o espacio muerto.

2.1.2. Unidades de intercambio gaseoso

La zona del pulmón que depende del bronquiolo terminal se llama acino o unidad respiratoria pulmonar. Da lugar, y por este orden, a: bronquiolos respiratorios, conductos alveolares, sacos alveolares y alvéolos. Es en estos últimos donde se produce el intercambio gaseoso.

En la pared del alvéolo se produce un fosfolípido llamado surfactante o

agente tensioactivo cuya función es la de proteger al alvéolo del colapso en la espiración.

2.1.3. Irrigación Sanguínea

El pulmón es un órgano con doble aporte sanguíneo: por un lado recibe sangre del circuito menor a través de las arterias pulmonares (sangre venosa); y por otra parte del circuito mayor a través de las arterias bronquiales (sangre arterial).

2.2. Conceptos básicos de fisiología respiratoria

El correcto funcionamiento del sistema respiratorio (SR) asegura a los diferentes tejidos una adecuada oxigenación (a través de la sangre arterial), y la eliminación rápida del dióxido de carbono (CO_2) (a través de la sangre venosa). Esta compleja función no sería posible sin la coordinación entre varios sistemas de control:

- Equilibrio ácido básico.
- Equilibrio hidroelectrolítico.
- Circulación.
- Metabolismo.

Además de la distribución de aire y el intercambio gaseoso, el SR filtra, calienta y humidifica el aire que respiramos. Los órganos respiratorios intervienen en la producción de sonido, incluyendo el lenguaje oral. El epitelio especializado del tracto respiratorio facilita el sentido del olfato. El SR ayuda también en la regulación de la homeostasia del pH del organismo. [10]

2.3. Proceso de respiración

En condiciones normales, la respiración es rítmica, pausada y la frecuencia es estable; aunque fisiológicamente varía con la edad y actividades. Para una adecuada ventilación pulmonar, debe estar permeable la vía aérea, existir un funcionamiento correcto de los pulmones y la pared del tórax y debe mantenerse una adecuada regulación de todo el proceso, por parte del centro nervioso de la respiración. Sin una adecuada respiración, las células, fundamentalmente del cerebro, comienzan a morir pasados los 4-6 minutos, mucho antes si lo comparamos con la falla de la circulación, por ello, si bien en el orden práctico realizamos su examen luego de explorar el estado de conciencia, es el primer aspecto a resolver ante una supuesta víctima.[11]

2.3.1. Etapas del proceso de respiración

- Ventilación pulmonar (respiración).
- Intercambio gaseoso.
- Transporte de gases.
- Mecanismos que regulan la respiración.

2.3.1.1. Ventilación pulmonar

Es el término técnico que se aplica a lo que comúnmente llamamos respiración. La ventilación es el proceso que lleva el aire inspirado a los alvéolos. Esto es posible gracias a la actividad muscular, que al modificar el gradiente de presión cambia los volúmenes pulmonares. La caja torácica y el pulmón son estructuras elásticas, por lo que este proceso se traduce en:

a) Inspiración:

Se contraen el diafragma y los músculos intercostales, el tamaño de la cavidad torácica aumenta, lo que provoca: un aumento del volumen y una disminución de la presión, causando la entrada de aire en los pulmones.

b) Espiración:

Los músculos inspiratorios se relajan, disminuye el tamaño de la cavidad torácica por lo que también disminuye el volumen y aumenta la presión, provocando la salida del aire.

A. Volúmenes

Los volúmenes de aire que se mueven dentro y fuera de los pulmones y el remanente que queda en ellos deben ser normales para que se produzca el intercambio gaseoso. Los volúmenes pulmonares podemos clasificarlos en:

- Volumen corriente (VT): Volumen de una respiración normal.

- Volumen de reserva inspiratoria (IRV): Volumen “extra” que aún puede ser inspirado sobre el VT.
- Volumen de reserva espiratoria (ERV): Volumen que puede ser espirado en espiración forzada.
- Volumen residual (RV): Volumen que permanece en los pulmones después de una espiración máxima. Las combinaciones de varios volúmenes son conocidas como “capacidades”.

B. Pulmonares

- Capacidad inspiratoria (IC): Volumen de distensión máxima de los pulmones. Es la suma de VT + IRV.
- Capacidad residual funcional (FRC): Cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración normal. Es la suma de ERV + RV.
- Capacidad vital (VC): Volumen máximo de una respiración (máxima inspiración + máxima espiración). VT + IRV + ERV.
- Capacidad pulmonar total (TLC): Volumen máximo que los pulmones pueden alcanzar en el máximo esfuerzo inspiratorio. VT + IRV + ERV + RV.

2.3.1.2. Intercambio gaseoso

En la transferencia de gases desde el alvéolo hasta el capilar pulmonar; influyen fenómenos de difusión y la relación ventilación/perfusión.

a) Difusión:

Se produce a través de una membrana biológica. Son cuatro los factores que tienen relación directa con la difusión de oxígeno.

- El factor más importante es la superficie de la membrana alveolo capilar, ya que es enorme (70 m^2) y muy delgada (0.2-1 μm).

- Volumen respiratorio por minuto (frecuencia respiratoria por volumen de aire inspirado en cada respiración).
- Gradiente de presión de oxígeno entre el aire alveolar y la sangre que llega.
- Ventilación alveolar.

Las patologías que afectan al engrosamiento o reducción de la membrana alteran la capacidad de difusión pulmonar (son patologías vasculares y/o intersticiales).

b) Ventilación/Perfusión (V/P)

Para que exista un intercambio gaseoso adecuado, además de una difusión normal es necesario una relación V/P armónica; para ello los alvéolos deben renovar su gas periódicamente y recibir flujo sanguíneo constantemente. Ambos procesos deben estar equilibrados. La perfusión y la ventilación se incrementan del vértice a la base, pero no de forma homogénea. Por tanto:

- Un individuo de pie tiene en su base pulmonar mayor ventilación y mayor perfusión.
- Si está en decúbito supino es en la región posterior del pulmón donde aumenta la ventilación y perfusión.

Los distintos tipos de relación V/P son:

- Unidad normal: $V = P$.
- Unidad silenciosa: No hay ventilación ni perfusión.
- Unidad V/P alta: Hay más ventilación que perfusión. El caso extremo es la tromboembolia pulmonar donde hay ventilación pero no existe perfusión.
- Unidad V/P baja: Hay más perfusión que ventilación. Por ejemplo en tapones bronquiales, edema pulmonar,

etc. La situación límite se produce cuando sí hay perfusión pero no existe ventilación.

La causa más común de hipoxemia es la desigualdad en la relación V/P.

2.3.1.3. Transporte de gases

a) Oxígeno

Se transporta en el torrente circulatorio de dos formas:

El 97% unido a la hemoglobina (Hb) y un 3% disuelto en el plasma.

El contenido de oxígeno en la sangre arterial es la suma de ambas partes, pero dependerá, sobre todo, de la cantidad de Hb que tengamos. En patologías donde existe un descenso de la Hb, como por ejemplo en la anemia, hay un déficit del transporte de O_2 y se puede producir una hipoxia celular severa.

b) Dióxido de Carbono

Se transporta disuelto en el plasma un 5-7%, un 30% unido a la Hb, y el resto en forma de bicarbonato. Cuando la sangre arterial llega a los tejidos, los gradientes de presión permiten la difusión de O_2 y CO_2 entre los capilares y las células.

2.3.1.4. Mecanismos que regulan la respiración

El centro de control respiratorio está situado en el tronco del encéfalo; controla la inervación de los músculos inspiratorios y espiratorios.

La información que llega a éste área proviene de sensores distribuidos por el organismo: cambios en el pH, en las presiones de O_2 y CO_2 , oscilaciones de la tensión arterial, impulsos del área motora de la corteza cerebral hasta los centros respiratorios, etc. Todo esto puede producir incrementos o disminuciones de la frecuencia respiratoria, ritmo o profundidad de la misma.

Además también intervienen factores tales como la temperatura corporal, la estimulación dolorosa, el frío repentino, etc.

Es importante saber que el contenido de CO_2 en sangre arterial (cambios químicos) es un regulador más potente que los impulsos cerebrales (voluntarios), ya que en la práctica nos va a indicar una respuesta determinada en el organismo; por ejemplo: cuando un niño tiene una rabieta y quiere forzar a un adulto a satisfacer un capricho aguanta la respiración; pues bien, lo mejor es ignorar este comportamiento, ya que, cuando la cantidad de CO_2 en sangre arterial llegue a un determinado nivel, las respiraciones comenzarán de forma espontánea.

Todo el dispositivo funciona como un sistema complejo a tres niveles:

- Control cortical: Si se pierde la vigilia (coma, anestesia), el CO_2 es el estímulo primario de la respiración.
- Control químico: La excitación o depresión de los quimiorreceptores (neuronas) provoca cambios en la ventilación.
- Control reflejo: Abarca reflejos de estiramiento pulmonar, inhibición o aumento de la inspiración, etc.[10]

2.4.La ventilación mecánica

Se conoce como todo procedimiento de respiración artificial que emplea un aparato para suplir o colaborar con la función respiratoria de una persona, que no puede o no se desea que lo haga por sí misma, de forma que mejore la oxigenación e influya así mismo en la mecánica pulmonar. El ventilador es un generador de presión positiva en la vía aérea que suple la fase activa del ciclo respiratorio (se fuerza la entrada de aire en la vía aérea central y en los alveolos).

El principal beneficio consiste en el intercambio gaseoso y la disminución del trabajo respiratorio.

2.4.1. Tipos de ventilación

a) Ventilación mecánica invasiva:

También conocida como ventilación mecánica tradicional, se realiza a través de un tubo endotraqueal o un tubo de traqueostomía (procedimiento médico en el cual se coloca una cánula o sonda en la tráquea para abrir la vía respiratoria con el fin de suministrarle oxígeno a la persona). Es el tratamiento habitual de la insuficiencia respiratoria.

b) Ventilación mecánica no invasiva

Es la que se realiza por medios artificiales (máscara facial), pero sin intubación endotraqueal. Ha demostrado ser una alternativa eficaz a la invasiva, ya que disminuye la incidencia de complicaciones y reduce costes.

Actualmente, se indica en pacientes con edema agudo de pulmón cardiogénico e insuficiencia respiratoria hipercapnica secundaria a enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y en inmunocomprometidos que no requieran una intubación de urgencia y no tengan contraindicaciones para la ventilación mecánica no invasiva VMNI (alteración nivel de conciencia, secreciones abundantes, vómitos).
[12]

2.4.2. Objetivos

a) Objetivos fisiológicos:

- Mantener, normalizar o manipular el intercambio gaseoso:
 - Proporcionar una ventilación alveolar adecuada.
 - Mejorar la oxigenación arterial.
- Incrementar el volumen pulmonar:
 - Abrir y distender la vía aérea y unidades alveolares.
 - Aumentar la capacidad residual funcional, impidiendo el colapso alveolar y el cierre de la vía aérea al final de la espiración.
- Reducir el trabajo respiratorio:
 - Descargar los músculos ventilatorios.

b) Objetivos clínicos:

- Revertir la hipoxemia.
- Corregir la acidosis respiratoria.
- Aliviar la disnea y el sufrimiento respiratorio.
- Prevenir o resolver atelectasias.
- Revertir la fatiga de los músculos respiratorios.
- Permitir la sedación y el bloqueo neuromuscular.
- Disminuir el consumo de O_2 sistémico o miocárdico.
- Reducir la presión intracraneal.
- Estabilizar la pared torácica.

2.4.3. Indicaciones

Lo más importante a la hora de tomar cualquier decisión es la observación continua del enfermo y su tendencia evolutiva. Por lo tanto, la indicación de intubar o ventilar a un paciente es generalmente una decisión clínica basada más en los signos de dificultad respiratoria que en parámetros de intercambio gaseoso o mecánica pulmonar, que sólo tienen carácter orientativo.

Se valoran principalmente los siguientes criterios:

- Estado mental: agitación, confusión, inquietud.
- Excesivo trabajo respiratorio: Taquipnea, tiraje, uso de músculos accesorios, signos faciales.
- Fatiga de músculos inspiratorios: Asincronía toracoabdominal, paradoja abdominal.
- Agotamiento general de paciente: Imposibilidad de descanso o sueño.
- Hipoxemia: Valorar $SatO_2$ (<90%) o PaO_2 (< 60 mmHg) con aporte de O_2 .
- Acidosis: $pH < 7.25$.
- Hipercapnia progresiva: $PaCO_2 > 50$ mmHg.
- Capacidad vital baja.
- Fuerza inspiratoria disminuida. [10]

2.5. Bolsa ambú original

La historia de Ambu comenzó como un sueño, el sueño de poder desarrollar productos que salvaran vidas. En 1937 Holger Hesse, un doctor danés emprendió uno de los retos más importantes de todos, la ambición de diferenciarse y salvar vidas. Ambu prácticamente inventó el mercado de los resucitadores manuales cuando introdujo la bolsa Ambu original hace ya más de 50 años. Esta consistía en una doble bolsa, autoinflable que pronto se convirtió en herramienta indispensable en la asistencia médica de emergencias. Desde ese momento, Ambu ha seguido optimizando el producto hasta el actual Mark IV de doble bolsa. Tras el Mark IV se han desarrollado varias gamas de Resucitadores (reutilizables y desechables) para poder ofrecer soluciones efectivas a necesidades específicas. [13]

Es una bolsa o balón autoinflable conectado a una válvula unidireccional que a su vez conecta, bien con una mascarilla de ventilación asistida, con un tubo endotraqueal o con una cánula de traqueostomía y se utiliza para insuflar aire en la vía aérea. Dispone de una conexión a la fuente de oxígeno y otra para una bolsa reservorio opcional, que permite enriquecer la concentración del mismo. [14]

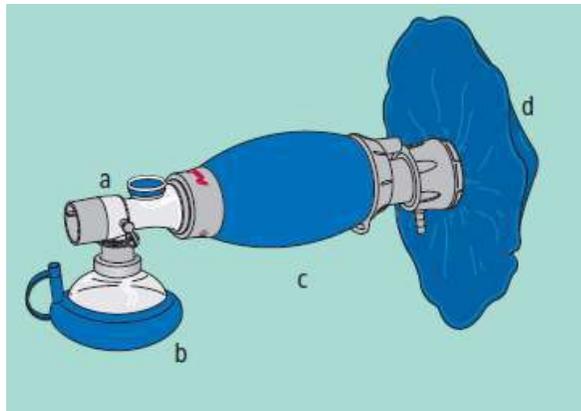


Figura 7. Partes del resucitador manual: Válvula de paciente(a), Mascarilla facial de silicona (b), Bolsa Ambu (c), Bolsa reservorio de oxígeno (d)

Fuente: Manual Ambu® Resucitador Mark IV Baby

2.6. Ventilación con mascarilla y bolsa

La correcta ventilación con mascarilla y bolsa autoinflable (VMB) es fundamental en el manejo del paciente muy grave. La VMB está indicada en los casos de hipoventilación u obstrucción de la vía aérea y suele preceder a la intubación endotraqueal. Esta técnica no está exenta de complicaciones, generalmente derivadas de un uso inadecuado de la misma. Los problemas más frecuentes son el paso excesivo de aire al tracto gastrointestinal que dificulta más la ventilación e

incrementa el riesgo de aspiración y la hipoventilación, por una mala elección o colocación de la mascarilla y bolsa o una técnica de ventilación inadecuada.

2.6.1. Instrumentos

a) Sondas de aspiración

Una sonda gruesa y rígida para aspirar partículas grandes y secreciones espesas.



Figura 8. Cánula orofaríngea

Fuente: Página web de la empresa RespiraCare

b) Cánula orofaríngea

Aunque no es absolutamente necesaria para la VMB, se debe potenciar su uso en el paciente inconsciente.



Figura 9. Cánula orofaríngea

Fuente: <http://formacionenemergencias.blogspot.com> (2012)

c) Mascarilla Facial

Se deben utilizar las de plástico transparente que nos permitan ver los labios y la boca del paciente y que posean un rodete neumático inflable que permita un mejor sellado, al aplicar la máscara sobre la cara.

Se utilizan las mascarillas redondas hasta los 3 meses de edad y a partir de entonces las triangulares. Para calcular el tamaño de la mascarilla, se debe elegir aquella que abarque desde el puente nasal, sin tapan los ojos, hasta el surco mentoniano.

El correcto sellado de la máscara se consigue abrazando la mandíbula con el 3º, 4º y 5º dedos de la mano y con el 1º y 2º apoyados sobre la máscara, dibujando una «C» y aplicando presión sobre la cara.



Figura 10. Mascarillas faciales
Fuente: EquiposMed

d) Bolsa de ventilación:

Existen dos tipos, la bolsa autoinflable y la bolsa tipo «anestesia», las dos son útiles para la VMB, pero la más utilizada en urgencias es la primera. Dentro de las bolsas autoinflables, existen tres tamaños: tamaño lactante (250 cc), tamaño pediátrico (500 cc) y tamaño adulto (1.500 cc). El tamaño lactante se utiliza únicamente en el recién nacido y en el niño prematuro, el tamaño pediátrico en niños hasta el año de edad y para los mayores de 1 año, el tamaño adulto. La bolsa debe llevar acoplado un reservorio que permite administrar mayores concentraciones de oxígeno (alrededor del 90%) y suelen tener una válvula de sobrepresión que deja que parte del gas insuflado se escape al exterior, si existe resistencia a su entrada en el árbol respiratorio. Esto hace que en ocasiones la VMB sea ineficaz, por lo que en general, para ventilar con mascarilla, se cierra o anula esta válvula, especialmente si existe escape y no hay una adecuada entrada de gas en los pulmones (no se levanta el tórax o comprobando con la auscultación).

La bolsa autoinflable tiene una válvula que no permite que el aire espirado del paciente vuelva a la misma, relleniéndose ésta con aire y el oxígeno que aporta la fuente del mismo y el que se almacena en el reservorio. Esta válvula se abre al insuflar el gas contenido en la bolsa o cuando el paciente realiza una inspiración. Esto hace que niños con un esfuerzo inspiratorio muy pequeño, por debilidad muscular o agotamiento, no sean capaces de abrir esta válvula.

Por este motivo, no se debe utilizar la bolsa autoinflable como método de administrar oxígeno sin presión positiva, a un paciente que respira espontáneamente. En la bolsa de anestesia, el inflado depende del flujo de oxígeno administrado y requiere un mayor nivel de entrenamiento para su correcto uso. Su ventaja es que permite conseguir mayores concentraciones de oxígeno y mantener presión al final de la espiración. Al igual que la bolsa autoinflable, se conecta a la fuente de oxígeno por un lado y a una mascarilla facial o tubo endotraqueal por el otro.



Figura 11. Bolsa de ventilación

Fuente: DEA Chile

e) Bolsa reservorio:

Bolsa que almacena el oxígeno durante el tratamiento y sedación del paciente.



Figura 12. Bolsa reservorio

Fuente: Intersurgical Productos médicos desechables

2.6.2. Técnica

- La cabeza debe colocarse en posición neutra («olfateo»), lo que obligará en el lactante, por la prominencia de su occipucio, a colocar una toalla enrollada debajo de sus hombros y en el adolescente, a colocar una pequeña almohada bajo su cabeza.
- Escoger el tipo, tamaño y forma adecuada de mascarilla facial y de bolsa autoinflable.
- Conectar la bolsa a la fuente de oxígeno y a la mascarilla facial y aplicar ésta sobre la cara del paciente.
- Realizar insuflaciones con la bolsa, dando tiempo a la espiración (esta fase debe durar el doble que la inspiración o insuflación). Para evitar el paso de aire al tracto digestivo y así disminuir la posibilidad de aspiración de su contenido a la vía respiratoria, las insuflaciones deben ser progresivas, no violentas y se puede aplicar presión sobre el cartílago cricoides.
- Comprobar que la ventilación es eficaz, visualizando cómo se levanta el tórax al insuflar gas, auscultando la entrada de aire en los pulmones y monitorizando la saturación de oxígeno.[15]

El éxito de la ventilación manual depende de mantener la vía aérea abierta, sellar la máscara al rostro del paciente, comprimir la bolsa, asegurarse de que el tórax se eleva con cada ventilación.

a) Un solo operador

Nos colocamos a la cabecera del paciente. Con la mano hábil, se coloca el índice y el pulgar rodeando el vértice de la máscara (forma de C), el dedo medio, anular y meñique se coloca por debajo del maxilar inferior y se tracciona hacia arriba; con la otra mano se procede a comprimir la bolsa.

b) Dos operadores

Uno de ellos se coloca a la cabecera del paciente, el dedo índice y pulgar de cada mano se coloca rodeando el vértice de la máscara, el dedo medio, anular y meñique se colocan debajo de

cada rama horizontal del maxilar inferior y se tracciona hacia arriba. El otro rescatador comprime la bolsa. [16]



Figura 13. Manejo de la vía aérea y cánula orofaríngea
Fuente: Manuel Ige Afuso, Jenner Chumacero Ortiz (2010)

2.7. Técnica de reanimación cardiopulmonar [17]

2.7.1. Reanimación neonatal

El paro cardíaco en neonatos es predominantemente por asfixia, de modo que comenzar la ventilación sigue siendo lo principal en la reanimación inicial.

Si un recién nacido nace con líquido amniótico teñido por meconio y presenta un bajo tono muscular y esfuerzos respiratorios inadecuados, se le debe colocar bajo un calentador radiante y, si es necesario, debe iniciarse la ventilación con presión positiva (VPP).

La VPP debe iniciarse si el recién nacido no respira o la frecuencia cardíaca es inferior a 100 lpm.

Evaluar la frecuencia cardíaca sigue siendo crucial durante el primer minuto de reanimación y puede ser razonable usar un electrocardiograma (ECG) de 3 derivaciones, ya que es posible que los profesionales no determinen con precisión la frecuencia cardíaca mediante auscultación o palpación, y la pulsioximetría puede indicar un valor inferior al real. El uso del ECG no elimina la necesidad de la pulsioximetría para evaluar la oxigenación del recién nacido.

La reanimación de recién nacidos prematuros de menos de 35 semanas de gestación debe iniciarse con poco oxígeno (del 21% al 30%) y se debe ajustar el oxígeno para lograr una saturación de oxígeno preductal que se aproxime al intervalo alcanzado en los recién nacidos a término sanos.

No hay suficientes datos sobre la seguridad y el método de aplicación del inflado continuo de más de 5 segundos de duración para el recién nacido en transición.

Se puede considerar el uso de una mascarilla laríngea como alternativa a la intubación traqueal si la ventilación con mascarilla facial no da resultado. A los recién nacidos prematuros que respiran espontáneamente y presentan dificultad respiratoria se les puede asistir al principio con presión positiva continua en la vía aérea en lugar de con intubación de rutina para administrar VPP.

Las recomendaciones relativas a la técnica de compresión torácica (2 pulgares y manos alrededor del tórax) y la relación compresión-ventilación (3:1 con 90 compresiones y 30 ventilaciones por minuto) se mantiene igual.

2.7.2. Soporte vital básico pediátrico y calidad de la RCP

En lactantes y niños, comenzar la RCP con compresiones torácicas en lugar de ventilación de rescate (C-A-B en lugar A-B-C). La RCP debe comenzar con 30 compresiones (en la reanimación realizada por un único reanimador) o con 15 compresiones (en la reanimación de lactantes y niños efectuada por 2 PS) en lugar de con 2 ventilaciones.

Si hay pulso pero no respira con normalidad se proporciona ventilación de rescate: 1 ventilación cada 3-5 segundos, o unas 12-20 ventilaciones por minuto.

Sin respiración o solo jadea, sin pulso, iniciar ciclos de 30 compresiones y 2 ventilaciones (usar una relación de 15:2 si llega el segundo reanimador).

2.7.2.1. Soporte

Se anima a los reanimadores entrenados a que realicen simultáneamente varios pasos (comprobar la respiración y el pulso al

mismo tiempo) con el propósito de reducir el tiempo transcurrido hasta la primera compresión torácica.

Los equipos integrados de reanimadores con un amplio entrenamiento pueden usar un método coreográfico consistente en la realización de varios pasos y evaluaciones de manera simultánea y no de forma secuencial, como hacen los reanimadores que intervienen solos (por ejemplo, un reanimador activa el sistema de respuesta a emergencias mientras otro inicia las compresiones torácicas, un tercero realiza las ventilaciones o trae el dispositivo de bolsa mascarilla para las ventilaciones de rescate y un cuarto trae y prepara un desfibrilador).

Se resalta aún más la importancia de la RCP de alta calidad utilizando objetivos de rendimiento (compresiones con la frecuencia y profundidad adecuadas, permitiendo una completa descompresión entre una compresión y otra, reduciendo al mínimo las interrupciones en las compresiones y evitando una excesiva ventilación).

La frecuencia de compresiones se modifica a un intervalo de 100 a 120 cpm.

La profundidad de compresiones para adultos se modifica a 5cm (2pulgadas) como mínimo, pero no debería sobrepasar los 6 cm (2,4 pulgadas).

Para permitir una descompresión de la pared torácica completa después de cada compresión, los reanimadores deben evitar apoyarse sobre el tórax entre las compresiones.

En aquellos sistemas de sistema de emergencias médicas (SEM) que hayan adoptado tratamientos que incluyan compresiones torácicas continuas, se puede considerar el uso de técnicas de ventilación pasiva como parte de dicho tratamiento en víctimas de paro cardíaco extra hospitalario.

En pacientes a los que se les esté realizando una RCP y tengan colocado un dispositivo avanzado para la vía aérea, se recomienda una frecuencia de ventilación simplificada de 1 ventilación cada 6 segundos (10 ventilaciones por minuto).

Tabla 1. Qué debe y no debe hacerse en la RCP de alta calidad para adultos

Los reanimadores deben	Los reanimadores <i>no</i> deben
Realizar compresiones torácicas con una frecuencia de 100 a 120 cpm	Comprimir con una frecuencia menor de 100 cpm o mayor de 120 cpm
Comprimir a una profundidad mínima de 5cm (2 pulgadas)	Comprimir a una profundidad inferior a 5cm (2 pulgadas) o superior a 6 cm (2,4 pulgadas)
Permitir una descompresión torácica completa después de cada compresión	Apoyarse en el pecho entre compresiones
Reducir al mínimo las pausas de las compresiones	Interrumpir las compresiones durante más de 10 segundos
Ventilar adecuadamente (2 ventilaciones después de 30 compresiones, realizando cada ventilación durante 1 segundo y asegurándose de que produce elevación torácica)	Proporcionar demasiada ventilación (es decir, demasiadas ventilaciones o ventilaciones excesivamente fuertes)

Fuente: Aspectos destacados de la actualización de las guías de la American Heart Association (AHA) para RCP y atención cardiovascular de emergencia ACE (2015)

2.7.3. Comparación de los elementos clave del soporte vital básico (svb) de adultos, niños y lactantes

Tabla 2. SVB: Resumen de los componentes de la RCP de alta calidad para proveedores de SVB

Componente	Adultos y adolescentes	Niños (entre 1 año de edad y la pubertad)	Lactantes (menos de 1 año de edad, excluidos los recién nacidos)
Seguridad del lugar	Asegúrese de que el entorno es seguro para los reanimadores y para la víctima		
Reconocimiento del paro cardíaco	<p>Comprobar si el paciente responde</p> <p>El paciente no respira o solo jadea/boquea (es decir, respira normalmente)</p> <p>No se detecta pulso palpable en un plazo de 10 segundos (La comprobación del pulso y la respiración puede realizarse simultáneamente en menos de 10 segundos)</p>		
Activación del sistema de respuesta a emergencias	<p>Si está usted solo y sin teléfono móvil, deje a la víctima para activar el sistema de respuesta a emergencias y obtener la desfibrilación externa automática (DEA) antes de comenzar la RCP</p> <p>Si no, mande a alguien en su lugar y comience la RCP de inmediato; use el DEA en cuanto esté disponible</p>	<p>Colapso presenciado por alguna persona</p> <p>Siga los pasos para adultos y adolescentes que aparecen a la izquierda</p> <p>Colapso no presenciado</p> <p>Realice la RCP durante 2 minutos</p> <p>Deje a la víctima para activar el sistema de respuesta a emergencias y obtener el DEA</p> <p>Vuelva a donde esté el niño o lactante y reinicie la RCP; use el DEA en cuanto esté disponible</p>	
Relación compresión-ventilación sin dispositivo avanzado para la vía aérea	<p>1 o 2 reanimadores</p> <p>30:2</p>	<p>1 reanimador</p> <p>30:2</p> <p>2 o más reanimadores</p> <p>15:2</p>	

Tabla 3. SVB: Resumen de los componentes de la RCP de alta calidad para proveedores de SVB

Componente	Adultos y adolescentes	Niños (entre 1 año de edad y la pubertad)	Lactantes (menores de 1 año de edad, excluidos los recién nacidos)
Relación compresión-ventilación con dispositivo avanzado para la vía aérea	Compresiones continuas con una frecuencia de 100 a 120 cpm Proporcione 1 ventilación cada 6 segundos (10 ventilaciones por minuto)		
Frecuencia de compresiones	100 – 120 lpm		
Profundidad de las compresiones	Al menos 5cm (2 pulgadas)	Al menos un tercio del diámetro AP del tórax Al menos 5cm (2 pulgadas)	Al menos un tercio del diámetro AP del tórax Alrededor de 1 1/2 pulgadas (4 cm)
Colocación de la mano o las manos	2 manos en la mitad inferior del esternón	2 manos o 1 mano (opcional si es un niño muy pequeño) en la mitad inferior del esternón	1 reanimador 2 dedos en el centro del tórax, justo por debajo de la línea de los pezones 2 o más reanimadores 2 pulgares y manos alrededor del tórax, en el centro del tórax, justo por debajo de la línea de los pezones
Descompresión torácica	Permita la descompresión torácica completa de cada compresión; no se apoye en el pecho después de cada compresión		
Reduzca al mínimo las interrupciones	Limite las interrupciones de las compresiones torácicas a menos de 10 segundos		

Fuente: Aspectos destacados de la actualización de las guías de la AHA para RCP y ACE (2015)

Capítulo 3

Diseño y control

3.1.Planteamiento

Se busca realizar el diseño de un resucitador automático para pacientes que necesiten ventilación asistida, de fácil uso y traslado, sustituyendo la ventilación manual (Ambu), por una ventilación automatizada, donde el médico no necesite usar ambas manos para dar la ventilación al paciente y pueda mantener una ventilación continua por largas horas; permitiendo así el traslado de pacientes por largas distancias, evitando el cansancio del médico, y poder tener ventilando al paciente por varias horas en un hospital hasta que pueda acceder a un ventilador mecánico.

El sistema estará formado por el mecanismo biela – manivela que moverá un pistón dentro de un cilindro, este sistema en conjunto se encargará de mover el pistón hacia adelante para impulsar el aire hacia el paciente y hacia atrás para extraerlo del medio ambiente.

3.2.Funcionamiento

Mediante un teclado se accionará el sistema, y hará que el motor empiece a girar moviendo el pistón hacia atrás, para llenar el cilindro con aire del medio ambiente. En ese momento el conducto que va hacia el exterior estará abierto. Mientras que el conducto que va hacia el paciente se cerrará para evitar extraer el aire de éste.

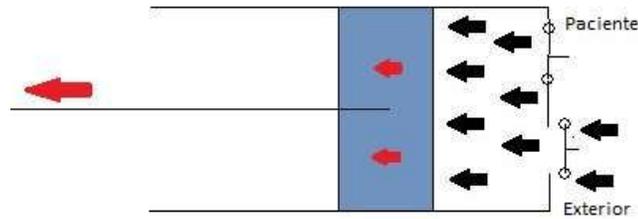


Figura 14. Toma de aire del exterior
Fuente: Elaboración propia

Luego, para dar aire al paciente, el pistón se moverá hacia adelante, el conducto hacia el exterior se cerrará para evitar el escape del aire, y el conducto hacia el paciente se abrirá para que pase el aire.

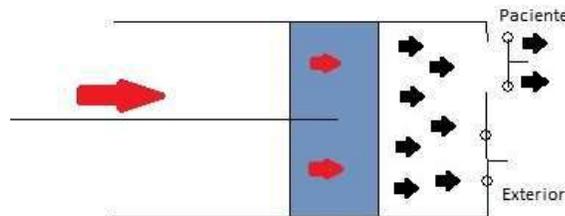


Figura 15. Aire al paciente
Fuente: Elaboración propia

3.3. Datos de la ventilación con ambú

3.3.1. Ventilación con bolsa y mascarilla

El resucitador manual es una bolsa auto hinchable con válvulas unidireccionales que impiden la reinspiración del aire espirado. Existen tres tamaños diferentes: neonatales, con una capacidad de 250 ml, infantiles, para niños menores de 8 años, de 500 ml, y de adultos, entre 1600 y 2000 ml. El resucitador que dispone de una bolsa reservorio en su parte posterior, si se conecta a una fuente de oxígeno con un flujo de 10-15 ml/min, suministra una concentración de oxígeno próxima al 100%. Si disponen de una válvula de sobrepresión debe ser inactivada, ya que durante la RCP las presiones precisas para proporcionar un volumen tidal suficiente son altas, especialmente al ventilar con mascarilla. [18]

3.3.2. Especificaciones del ambu

Ante todo, no podemos considerar al niño como un adulto pequeño, aunque en términos generales podríamos decir que a partir de los 7 años (30-40 kg), estos pacientes se asemejan bastante al adulto, sin otra consideración especial que la propia de tener un menor tamaño.

De los 7 a los 3 años (40-15 kg) los pacientes se consideran plenamente niños, y aunque podemos emplear con ellos sistemas propios de los adultos debemos hacerlo con ciertas precauciones. Si tienen menos de 3 años (menos de 15 kg), su manejo será más dificultoso cuantos más pequeños sean. Estos pequeños pacientes requerirán la aplicación de técnicas de ventilación específicas, así como el empleo de instrumental adecuado, especialmente en el caso de los lactantes y recién nacidos (< 1 año), que presentan marcadas diferencias anatómicas, fisiológicas y de mecánica ventilatoria con resistencias muy elevadas.

El volumen corriente y la frecuencia respiratoria acostumbran a calcularse teniendo en cuenta el peso corporal (ml/kg) o la edad. [19]

Tabla 4. Volumen corriente según la edad del paciente

EDAD	VOLUMEN CORRIENTE (ml)
Prematuros	5-10
Recién nacidos a término	20-30
Lactantes hasta 6 meses	40-50
De 6 meses a 1 año	70-90
De 1 a 3 años	110-120
De 3 a 6 años	250-300
Adultos	500-800

Fuente: Publicación del Doctor Joan Marco
Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

Las recomendaciones internacionales indican que todos los resucitadores manuales para pacientes pediátricos deberán estar equipados con un mecanismo limitador de presión para que la presión del aire no exceda los 45 cmH_2O . [20]

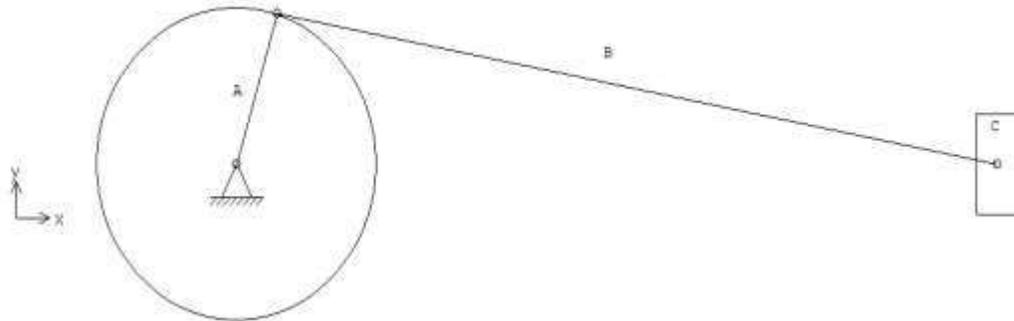
Tabla 5 Parámetros técnicos del resucitador manual (Ambu)

Descripción	Adulto	Pediátrico	Neonato
Volumen Tidal	800 ml	400 ml	150 ml
Peso del paciente	> 40 Kg (10 años)	10 - 40 Kg	< 10 Kg
Volumen total de la bolsa	1650 ml	600 ml	280 ml
Dimensiones (longitud x diámetro)	212x131 mm	146x100mm	135x75 mm
Presión de la válvula limitadora	60 cmH_{20}	40 cmH_{20}	40 cmH_{20}
Conector interno del paciente	22 mm (ISO)		

Fuente: Manual resuscitator Directions For Use
Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

3.4. Modelo cinemático de la biela – manivela – pistón

Se trata de un mecanismo capaz de transformar el movimiento circular en movimiento alternativo. Dicho sistema está formado por un elemento giratorio denominado manivela que va conectado con una barra rígida llamada biela, de tal forma que al girar la manivela la biela se ve obligada a transmitir movimiento a un pistón o corredera obligándolo a retroceder y avanzar, produciendo un movimiento alternativo.[21]



Mecanismo Biela Manivela Pistón, (A) Manivela, (B) Biela, (C) Pistón
Fuente: Elaboración propia

El movimiento alternativo del pistón se debe al movimiento rotatorio del cigüeñal por el sistema biela – manivela.

El desplazamiento lineal (x) del pistón en función del ángulo θ se muestra a continuación. [22] [23]

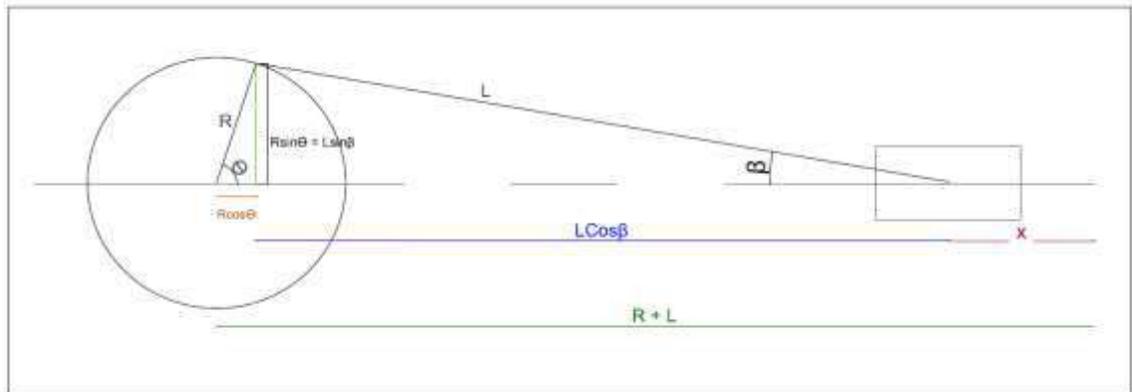


Figura 17. Esquema Biela Manivela Pistón
Fuente: Elaboración propia

El recorrido total del pistón es igual al diámetro del cigüeñal ($2R$).

$$x = L + R - R \cos \theta - L \cos \beta$$

$$x = R(1 - \cos \theta) + L(1 - \cos \beta) \dots (1)$$

$$\begin{aligned} \sin^2 \beta + \cos^2 \beta &= 1 \\ \cos \beta &= \sqrt{1 - \sin^2 \beta} \dots(2) \\ R \sin \theta &= L \sin \beta \\ \sin \beta &= \frac{R}{L} \sin \theta \dots(3) \end{aligned}$$

Al cociente entre el radio “R” del cigüeñal y la longitud “L” de la biela se le llama factor “λ”.

$$\begin{aligned} \lambda &= \frac{R}{L} \dots(4) \\ L &= \frac{R}{\lambda} \dots(5) \\ \sin \beta &= \lambda \sin \theta \dots(6) \\ \beta &= \arcsen(\lambda \sin \theta) \end{aligned}$$

Reemplazando (6) en (2)

$$\cos \beta = \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta} \dots(7)$$

La expresión de desplazamiento del pistón en función del ángulo girado por la manivela será la siguiente.

$$\begin{aligned} x &= R(1 - \cos \theta) + L(1 - \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}) \dots(8) \\ x &= R(1 - \cos \theta) + \frac{R}{\lambda}(1 - \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}) \dots(9) \\ x &= R \left[(1 - \cos \theta) + \frac{1}{\lambda} (1 - \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}) \right] \dots(10) \end{aligned}$$

La velocidad la obtenemos de derivar x .

$$v = \frac{dx}{dt}$$

x Se encuentra en función de θ .

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \frac{dx}{dt} = \frac{dx}{d\theta} \frac{d\theta}{dt} = \frac{dx}{d\theta} \omega \\ \dot{x} &= \omega \frac{dx}{d\theta} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
x &= R \left[(1 - \cos \theta) + \frac{1}{\lambda} \left(1 - \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta} \right) \right] \\
\dot{x} &= \omega R \left[\sin \theta + \frac{1}{\lambda} \left(-\frac{1}{2} \right) \left(\frac{-2\lambda^2 \sin \theta \cos \theta}{\sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}} \right) \right] \\
\dot{x} &= \omega R \left[\sin \theta + \frac{1}{\lambda} \left(\frac{\lambda^2 \sin \theta \cos \theta}{\sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}} \right) \right] \\
\dot{x} &= \omega R \left[\sin \theta + \left(\frac{\lambda \sin \theta \cos \theta}{\sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}} \right) \right] \dots (11)
\end{aligned}$$

El valor $\sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta}$, es muy cercano a uno, por lo que la ecuación quedaría simplificada de la siguiente manera.

$$\dot{x} = v = \omega R (\sin \theta + \lambda \sin \theta \cos \theta) \dots (12)$$

La expresión de la velocidad está en función del ángulo girado por la manivela, para poder derivar en función del tiempo se considera lo siguiente:

$$\begin{aligned}
a &= \ddot{x} = \frac{dv}{dt} \\
\ddot{x} &= \frac{dv}{dt} = \frac{dv}{d\theta} \frac{d\theta}{dt} = \frac{dv}{d\theta} \omega \\
\ddot{x} &= \omega \frac{dv}{d\theta}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\ddot{x} &= \omega \left[\omega R (\cos \theta + \lambda (\sin \theta (-\sin \theta) + \cos \theta (\cos \theta))) \right] \\
\ddot{x} &= \omega \left[\omega R (\cos \theta + \lambda (-\sin^2 \theta + \cos^2 \theta)) \right] \\
\ddot{x} &= \omega \left[\omega R (\cos \theta + \lambda (\cos^2 \theta - \sin^2 \theta)) \right] \\
\ddot{x} &= R\omega^2 (\cos \theta + \lambda (\cos^2 \theta - (1 - \cos^2 \theta))) \\
\ddot{x} &= R\omega^2 (\cos \theta + \lambda (2\cos^2 \theta - 1)) \\
\ddot{x} &= R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda) \\
a &= R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda) \dots (13)
\end{aligned}$$

3.4.1. Cilindro [24]

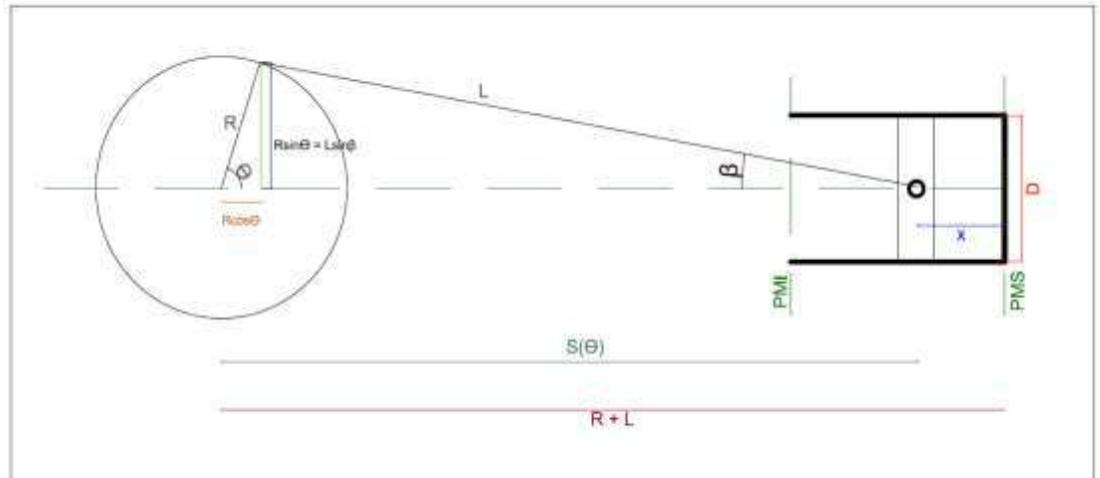


Figura 18. Esquema Biela Manivela Pistón y Cilindro
Fuente: Elaboración propia

La posición del pistón en función del ángulo de giro del cigüeñal, usando conocimiento básico de geometría, podemos obtener la expresión.

$$S(\theta) = R \cos \theta + L \cos \beta$$

$$S(\theta) = R \cos \theta + \sqrt{L^2 - R^2 \sin^2 \theta} \dots (14)$$

$S(\theta)$: Posición del pistón en relación del ángulo de giro del cigüeñal.

R : Radio de la manivela

L : Longitud de la biela

3.4.1.1. Área lateral del cilindro

$$A_L = 2\pi rh$$

$$A_L = \pi D x(\theta)$$

$$A_L = \pi D [R + L - S(\theta)] \dots (15)$$

3.4.1.2. Volumen del cilindro

En función del ángulo de giro del cigüeñal, teniendo en cuenta que la sección de la cabeza del pistón (A_p) es la de una circunferencia de diámetro D expresión:

$$V(\theta) = A_b h$$

$$V(\theta) = A_p x(\theta)$$

$$V(\theta) = \pi r^2 x(\theta)$$

$$V(\theta) = \frac{\pi D^2}{4} R \left[(1 - \cos \theta) + \frac{1}{\lambda} \left(1 - \sqrt{1 - \lambda^2 \sin^2 \theta} \right) \right] \dots (16)$$

Siendo el volumen total desplazado

$$V_d = \frac{\pi D^2}{2} R \dots (17)$$

3.5. Modelo dinámico de la manivela biela y pistón [25]

A continuación se muestran las fuerzas que actúan sobre el mecanismo, analizando la relación que existe entre ellas.

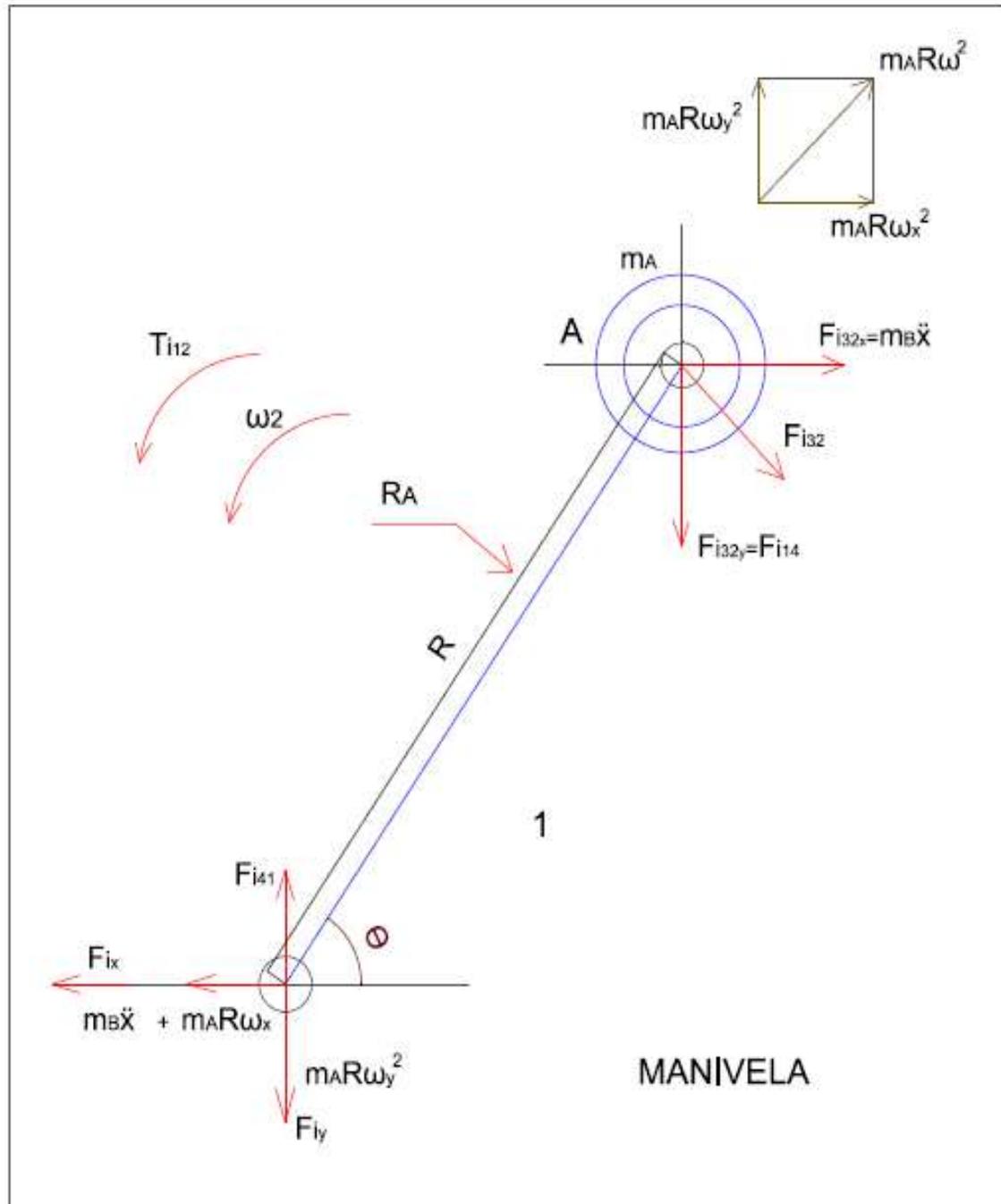


Figura 19. Diagrama de fuerzas

Fuente: Paúl Santiago Hernández Guerrero Alejandro Adamo Rodas Zambrano (2016)

Elaboración: Patricia Chambergó Ruiz

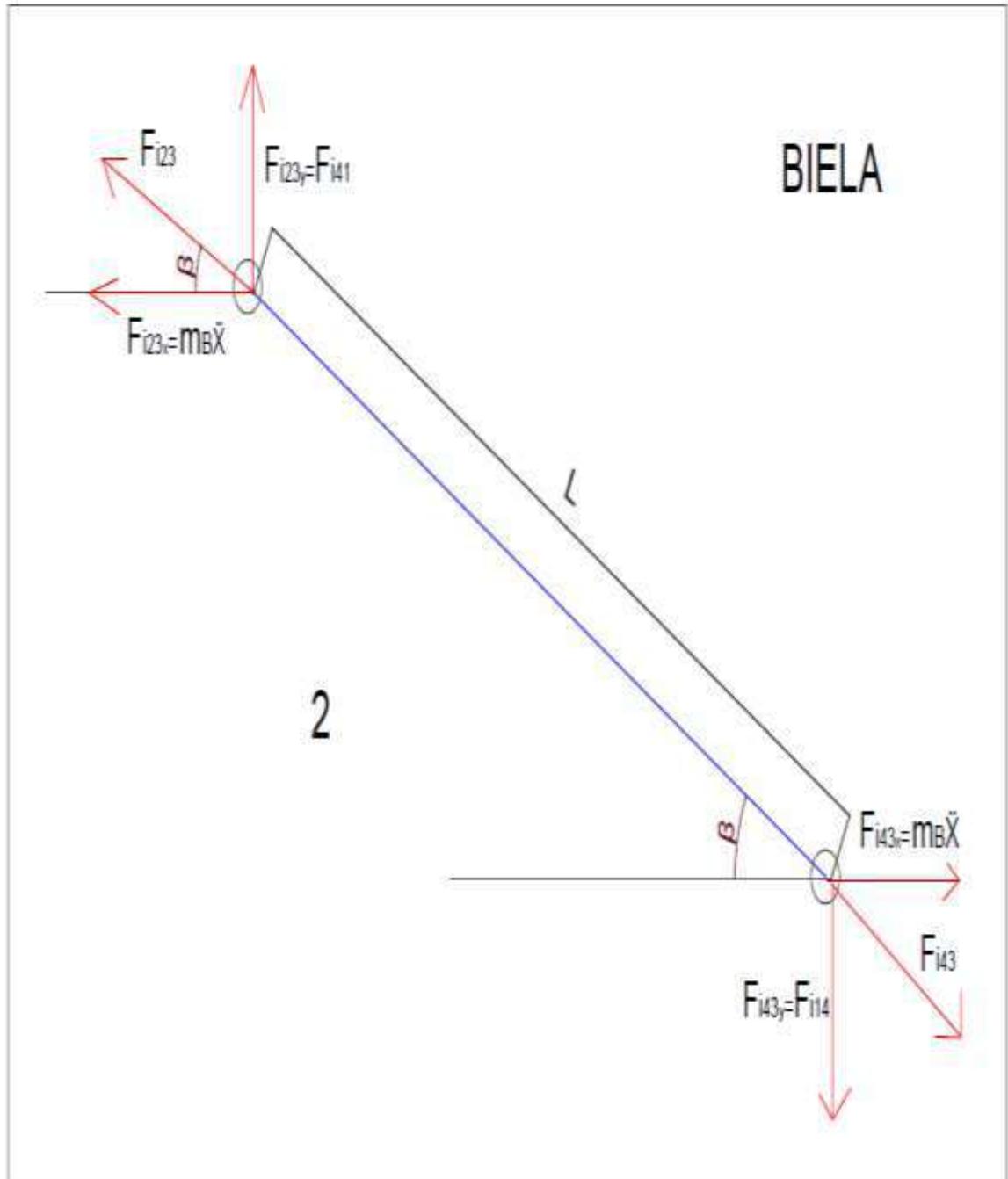


Figura 20. Diagrama de fuerzas

Fuente: Paúl Santiago Hernández Guerrero Alejandro Adamo Rodas Zambrano (2016)

Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

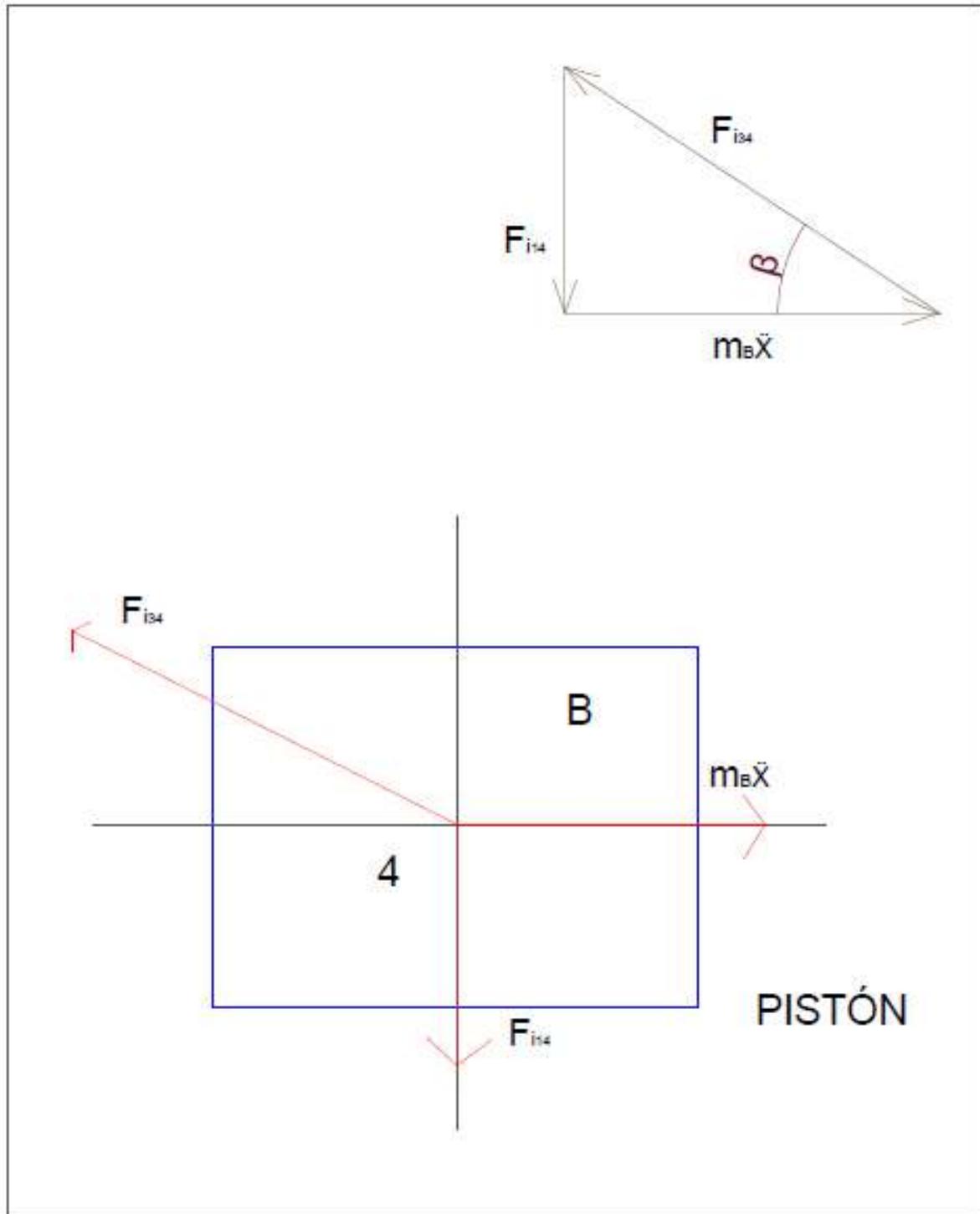


Figura 21. Diagrama de fuerzas
Fuente: Paúl Santiago Hernández Guerrero Alejandro Adamo Rodas Zambrano (2016)
Elaboración: Patricia Chamberg Ruiz

La aceleración en el punto A que se encuentra en rotación se determina al derivar dos veces con respecto al tiempo al vector de posición R_A del cual se obtiene ($\omega t = \theta$).

$$\begin{aligned} R_A &= R \cos(\omega t) \hat{i} + R \sin(\omega t) \hat{j} \\ \dot{R}_A &= -\omega R \sin(\omega t) \hat{i} + \omega R \cos(\omega t) \hat{j} \\ \ddot{R}_A &= -\omega^2 R \cos(\omega t) \hat{i} - \omega^2 R \sin(\omega t) \hat{j} = a_A \end{aligned}$$

La aceleración en B es la aceleración del pistón.

$$\ddot{x} = \omega^2 R [\cos(\omega t) + 2\lambda \cos(\omega t)^2 - \lambda] = a_B$$

Para obtener la fuerza inercial F_i se sumará la fuerza centrífuga en el punto A y la fuerza de inercia en el punto B.

$$\begin{aligned} F_i &= -m_A a_A - m_B a_B \\ F_i &= m_A \ddot{R}_A + m_B \ddot{x} \end{aligned}$$

Al descomponer en x y y .

$$F_{i_x} = -m_A R(-\omega^2 \cos(\omega t)) - m_B a_B$$

$$F_{i_x} = -m_A R(-\omega^2 \cos(\omega t)) - m_B (\omega^2 R [\cos(\omega t) + 2\lambda \cos(\omega t)^2 - \lambda])$$

$$F_{i_y} = -m_A R(-\omega^2 \sin(\omega t)) \hat{j}$$

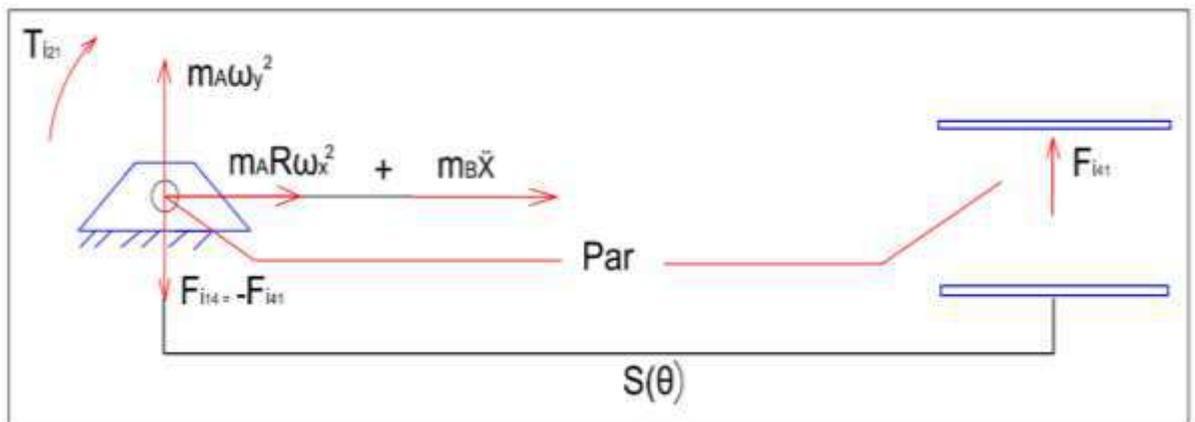


Figura 22. Torque del mecanismo

Fuente: Paúl Santiago Hernández Guerrero Alejandro Adamo Rodas Zambrano (2016)

Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

En el punto A de la figura tenemos la fuerza $F_{i_{32}}$ que genera un momento de brazo R que es igual al de la manivela.

En el punto B tenemos una fuerza perpendicular a la pared del cilindro $F_{i_{41}}$ excepto cuando se encuentran en el PMS o PMI.

Estas fuerzas son siempre perpendiculares al movimiento de la corredera por tanto con la distancia S estas forman un par de torsión de inercia el cual se expresa de la siguiente forma.

$$T_{i_{21}} = (F_{i_{41}} S) \hat{k}$$

$$T_{i_{21}} = -(F_{i_{41}} S) \hat{k}$$

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{F_{i_{41}}}{m_B \ddot{x}}$$

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{F_{i_{41}}}{m_B \ddot{x}} \Rightarrow F_{i_{41}} = m_B \ddot{x} \operatorname{tg} \beta$$

Torque de Inercia

$$T_{i_{21}} = -(m_B \ddot{x} \operatorname{tg} \beta S) \hat{k}$$

3.6. Modelo del motor

3.6.1. Servomotor de corriente directa CD [26]

Un servomotor es el órgano motor que acciona los elementos mecánicos en los servosistemas, en donde suele utilizarse como elemento de salida para controlar la potencia suministrada a la carga para controlar, en función de la señal eléctrica recibida a la entrada. Los servomotores se pueden accionar por medio de la fuerza eléctrica, hidráulica, neumática, o una combinación de las mismas.

En los servomotores de CD, los bobinados de campo se pueden conectar en serie con la armadura, o separados (o sea, con el circuito magnético construido en forma independiente). En este último caso, cuando el campo es excitado por separado, el flujo magnético es independiente de la corriente de la armadura.

En algunos servomotores de CD, el campo magnético es producido por un imán permanente, y por lo tanto, el flujo magnético es constante; estos servomotores se denominan de imán permanente. Los servomotores de CD con campo magnético excitado de manera independiente, así como los de imán permanente, pueden ser controlados por la corriente de la armadura.

Un servomotor se puede controlar por medio de un controlador electrónico, frecuentemente denominado servopropulsor, combinación de propulsor y motor. El servopropulsor controla el movimiento de un servomotor de CD y funciona de diversos modos. Algunas de sus características son el posicionado punto por punto, el seguimiento de un perfil de velocidad, y la aceleración programable.

3.6.2. Control por armadura

Analizaremos el siguiente esquema de un servomotor de cd controlado por armadura.

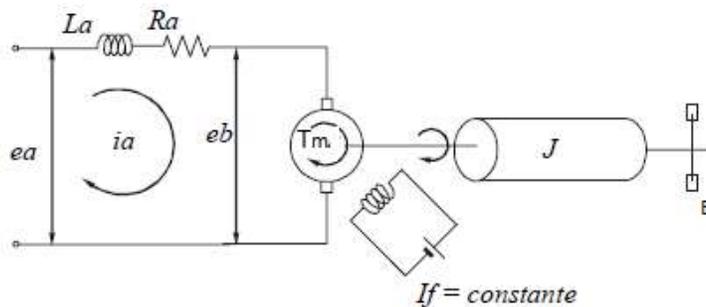


Figura 23. Diagrama motor DC
Fuente: Ing. Quirino Jimenez D.

R_a = Resistencia de la armadura, en ohmios (ohmios, Ω)

L_a = Inductancia de la armadura (henrios, H)

i_a = Corriente de la armadura (amperios, A)

e_a = Tensión de entrada al motor (voltios, V)

e_b = Fuerza electromotriz (V)

θ_m = Posición angular del eje del motor (radianes, rad)

T_m = Par desarrollado por el motor (Newton – metro, $N - m$)

T_f = Par debido a la fricción

T_j = Par debido a la inercia

T_l = Par de carga visto desde el eje del motor

J = Momento de inercia del motor y carga con referencia al eje del motor ($Kg - m^2$) La aceleración en e

B

= Coeficiente de viscosidad del motor, con carga referida al eje del motor ($N - m/rad/seg$)

Si la corriente del campo es constante, el flujo también es constante, y el par es directamente proporcional a la corriente de la armadura, de modo que:

$$T_m = K_m i_a(t) \dots (20)$$

Donde K_m es una constante del par motriz.

Cuando la armadura está girando, se induce en ella una tensión proporcional al producto del flujo por la velocidad angular. Para un flujo constante, la tensión inducida e_b es directamente proporcional a la velocidad angular $\frac{d\theta}{dt}$.

$$e_b = K_b \frac{d\theta_m(t)}{dt} \dots (21)$$

Donde K_b es la constante de fuerza contraelectromotriz.

La velocidad de un servomotor de cd controlado por armadura, se controla mediante la tensión de la armadura. La ecuación diferencial del circuito de armadura es:

$$e_a(t) = L_a \frac{di_a(t)}{dt} + R_a i_a(t) + e_b(t) \dots (22)$$

La corriente de la armadura produce un torque que se aplica a la inercia y la fricción.

$$J \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + B \frac{d\theta_m(t)}{dt} = T_m(t) = K_m i_a(t) \dots (23)$$

Ahora aplicaremos la transformada de Laplace a las tres ecuaciones anteriores y obtendremos.

$$K_b s \Theta_m(s) = E_b(s) \dots (24)$$

$$(L_a s + R_a) I_a(s) + E_b(s) = E_a(s) \dots (25)$$

$$(J s^2 + B s) \Theta_m(s) = T_m(s) = K_m I_a(s) \dots (26)$$

3.6.3. Modelo matemático del motor con carga [27]

La carga que se acopla al eje del motor determina su comportamiento. Para el modelamiento de ésta debemos tener en cuenta el momento de inercia J entorno al eje de rotación del motor.

Las cargas que se desplazan en línea recta, deben tener un convertidor de movimiento para poder conectarlas, en este caso el convertidor es la manivela y biela.

Por tanto, la manivela que gira a una velocidad ω ejerce un momento de torsión T y hace que el pistón ejerza una fuerza F mientras se mueve a una velocidad lineal v .

La carga es un cuerpo rígido cuya ecuación dinámica puede ser expresada en la forma.

$$T_L(t) = J_L \frac{d^2\theta_L(t)}{dt^2} + T_g(t) \dots (27)$$

$\theta_L(t)$: Velocidad angular

$T_L(t)$: Par de la carga

Donde J_L es el momento de inercia de la carga y T_g es una función lineal dependiente de la posición angular θ_L que representa los efectos gravitacionales. Considerando que J_L vendría ser la suma de:

$$J_L = J_{L1} + J_{L2}$$

J_{L1} : Momento de inercia de la manivela

J_{L2} : Momento de inercia de la biela

Ya que nuestra carga está unida al eje del motor a través de un mecanismo reductor de factor de reducción r y rendimiento η , la salida del reductor estará relacionados con θ_m y T_l en el eje del motor (o entrada del reductor) según las siguientes expresiones.

$$\theta_L(t) = r\theta_m(t) \dots (28)$$

$$T_L(t) = \frac{\eta}{r} T_l(t) \dots (29)$$

Podemos expresar esta ecuación en términos de $\theta_m(t)$ y $T_l(t)$.

$$T_l(t) = \frac{r^2 J_L}{\eta} \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + \frac{r}{\eta} T_g(t) \dots (30)$$

Introduciendo esta ecuación en la ecuación mecánica del motor dada por:
(23)

$$K_m i(t) = J_{eff} \frac{d^2 \theta_m(t)}{dt^2} + B \frac{d\theta_m(t)}{dt} \dots (31)$$

Donde J_{eff} se denomina momento de inercia eficaz.

$$J_{eff} = J + \frac{r^2 J_L}{\eta} \dots (32)$$

Para el cálculo de J_{L1} puede hacerse la suposición aproximada de que la masa del reductor forma parte de la pieza manivela.

$$I_o = \frac{1}{8} m d^2 \dots (33)$$

d : Diámetro del disco manivela

m : Masa

$$J_{L1} = \frac{1}{8} (m_{disco} + m_{reductor}) d^2 \dots (34)$$

A este momento de inercia le sumamos el de la biela. [28]

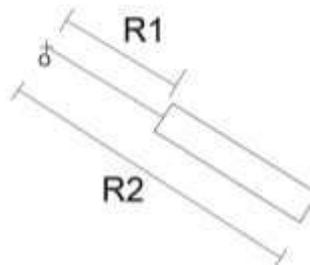


Figura 24. Momento de inercia de la biela entorno a su eje de rotación

Fuente: Máquinas eléctricas y sistemas de potencia

Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

R1: Radio del disco

R2: Longitud de la biela

$$J_{L2} = \frac{m_{biela} (R_1^2 + R_2^2 + R_1 R_2)}{3}$$

3.7. Diseño

El diseño que se propone tiene las dimensiones de 39,416 x 22 cm y 6,4 Kg de peso aproximadamente, con agarraderas para traslado y colocación en la camilla y un acceso fácil para el cambio de batería.

Para el manejo se propone unos pulsadores y una pantalla LCD, donde se muestre el volumen de aire, la presión, el tipo de paciente, fase de ventilación (aire al paciente o toma de aire del exterior) y el estado de la batería. Las dimensiones a detalle se muestran en los planos N° 11 al 15.

Tabla 6. Dimensiones del empaque

CUBIERTA	LARGO (cm)	ANCHO (cm)	GROSOR (cm)
SUPERIOR	38,4	20	2
INFERIOR	37,4	18	1
LATERAL DERECHA	20	22	1
LATERAL IZQUIERDA	20	20	1
FRONTAL	37,4	20	1
TRASERA	37,4	20	1

Fuente: Elaboración propia

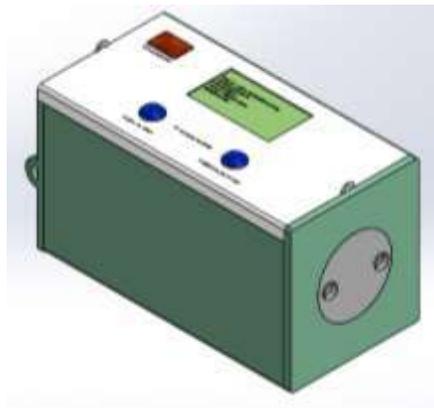


Figura 25. Diseño propuesto
Fuente: Elaboración propia

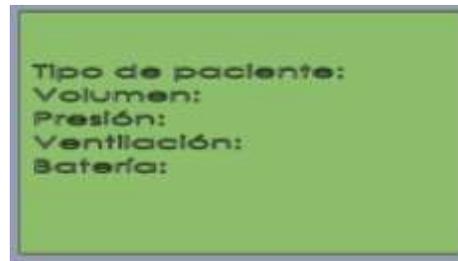


Figura 26. Pantalla LCD
Fuente: Elaboración propia

El mecanismo constará de un sistema de biela manivela que se encargará de la ventilación, éste será accionado por el motor 2842-012C Minimotor, sus especificaciones se encuentran en su hoja técnica adjunto en los anexos.

Tabla 7. Datos técnicos del motor

PARÁMETRO	VALOR	UNIDADES
U_N	12	V
ω_0	5100	rpm
R	5,3	Ω
L	$5,8 \times 10^{-4}$	H
J	$1,4 \times 10^{-6}$	kgm^2
B	$9,3 \times 10^{-5}$	kgm^2/s
τ_m	$1,5 \times 10^{-2}$	s
τ_e	$1,1 \times 10^{-4}$	s
k_b	$2,2 \times 10^{-2}$	Vs/rad
k_m	$2,2 \times 10^{-2}$	Nm/A
k_n	45,55	Nm/A

Fuente: Félix Monasterio-Huelin, Alvaro Gutierrez (2012)
Elaboración: Patricia Chambergo Ruiz

Este mecanismo transforma el movimiento circular en lineal para el movimiento del pistón, el cual irá en un cilindro. Las dimensiones de cada uno de los elementos del mecanismo se muestran en los planos N° 4 al 10.

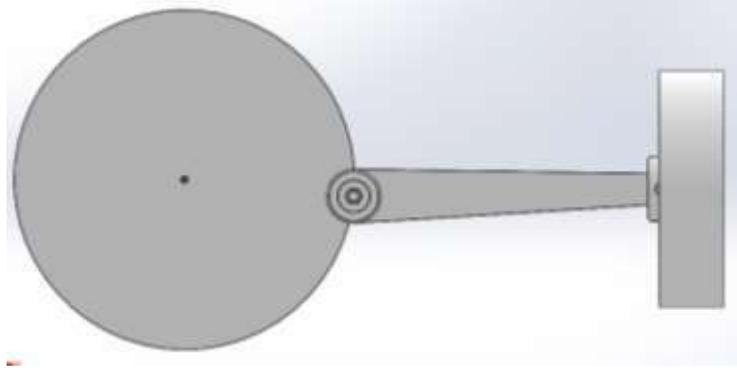


Figura 27. Mecanismo de funcionamiento
Fuente: Elaboración propia

El cilindro tendrá dos orificios que serán, uno para el conducto de ventilación hacia el paciente y el otro para tomar aire del exterior.

Un motor, que en este caso se ha escogido el motor 28BYJ-48 por ser pequeño y ligero, girará un disco en el interior del cilindro para lograr alternar el paso del aire por los orificios según se dé el procedimiento de ventilación, este motor será fijado en un tercer disco. Las dimensiones del cilindro y sus discos se muestran en los planos 7 y 8. Para este trabajo de investigación no se ha estudiado el funcionamiento del movimiento que hará éste motor, ya que es una función simple dentro del sistema completo.

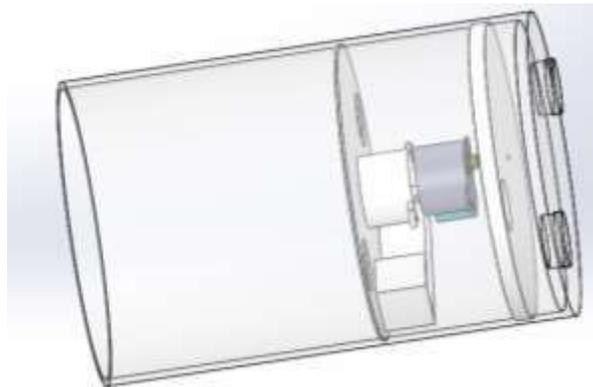


Figura 28. Composición del cilindro
Fuente: Elaboración propia

El material que se propone para su construcción es el polipropileno, El polipropileno (PP) es un polímero termoplástico comercial, semicristalino, blanco, semioptico, y que actualmente se elabora en una amplia variedad de calidades y modificaciones.

Un plástico termoconformado o técnico que básicamente se utiliza para la construcción de piezas que necesitan resistencia química, peso ligero y fricción suave.

La tabla muestra las propiedades del plástico, las cuales se ha tomado de la página web de la empresa Plasticbages Industrial, S.L. [29]

Tabla 8. Propiedades del polipropileno.

PROPIEDAD	UNIDAD	POLIPROPILENO (PP)
Alargamiento a la rotura	%	650
Conductividad térmica	W/Km	0,22
Coefficiente de dilatación térmica de 20°C a 50°C	m/m.K	150.10-6
Coefficiente de fricción		0,4
Densidad	g/cm^2	0,91
Dureza a la bola	N/mm^2	
Dureza "Shore"		D73
Módulo de elasticidad	N/mm^2	1.300
Punto de fusión	°C	164
Resistencia Superficial		5.1013
Resistencia al impacto	KJ/mm^2	10
Resistencia a la tracción	N/mm^2	33
Temperatura máximo de uso	°C	100 140
Temperatura mínima de uso	°C	-10

Fuente: Plasticbages

Elaboración: Patricia Chambergó Ruiz

3.7.1. Piezas y ensamblaje

A continuación se muestran esquemáticamente las piezas del mecanismo, cuyos planos y especificaciones, así como el resto de piezas que conforman el prototipo propuesto, se encuentran en el anexo D.

a) Disco Manivela

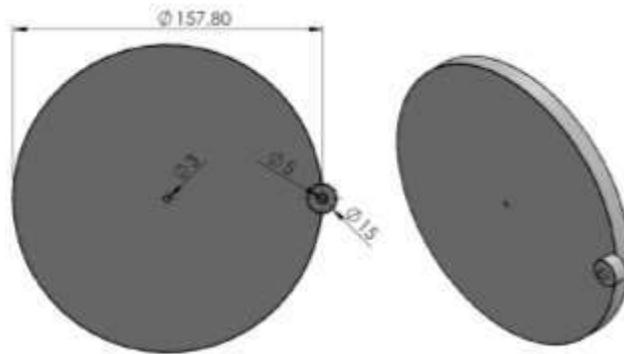


Figura 29. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

b) Biela

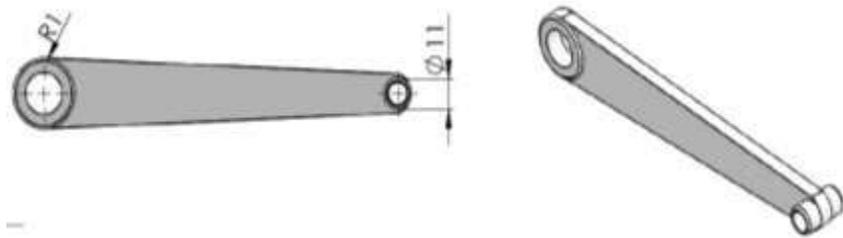


Figura 30. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

c) Pistón

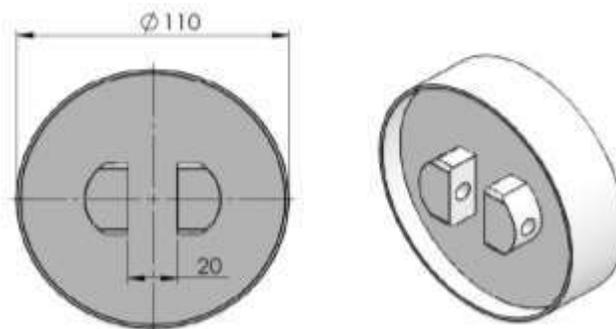


Figura 31. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

d) Cilindro

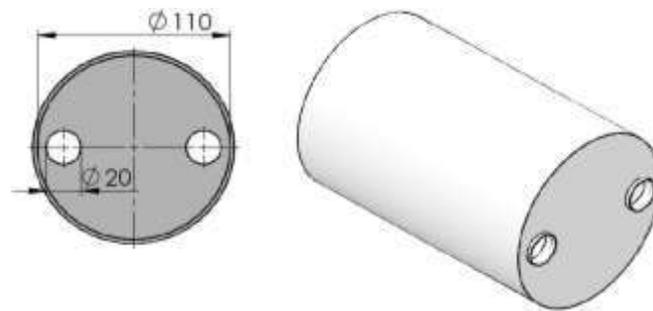


Figura 32. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

e) Mecanismo

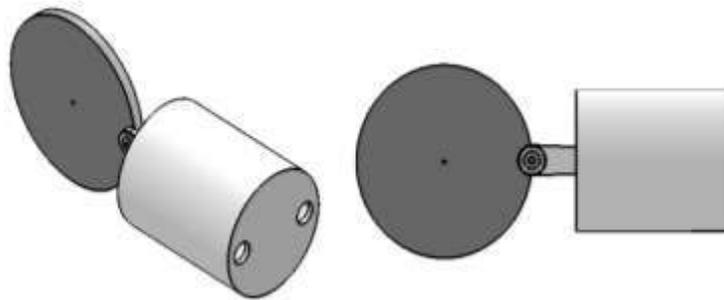


Figura 33. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

f) Empaque

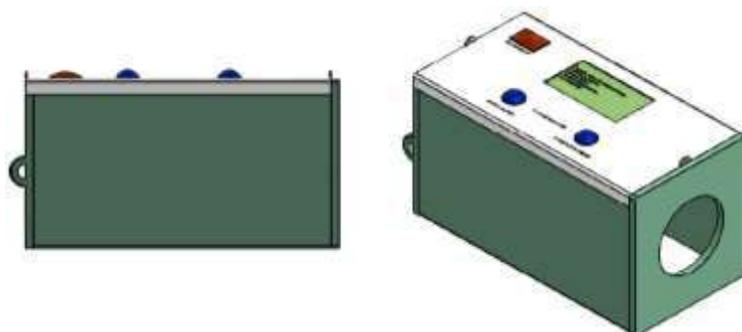
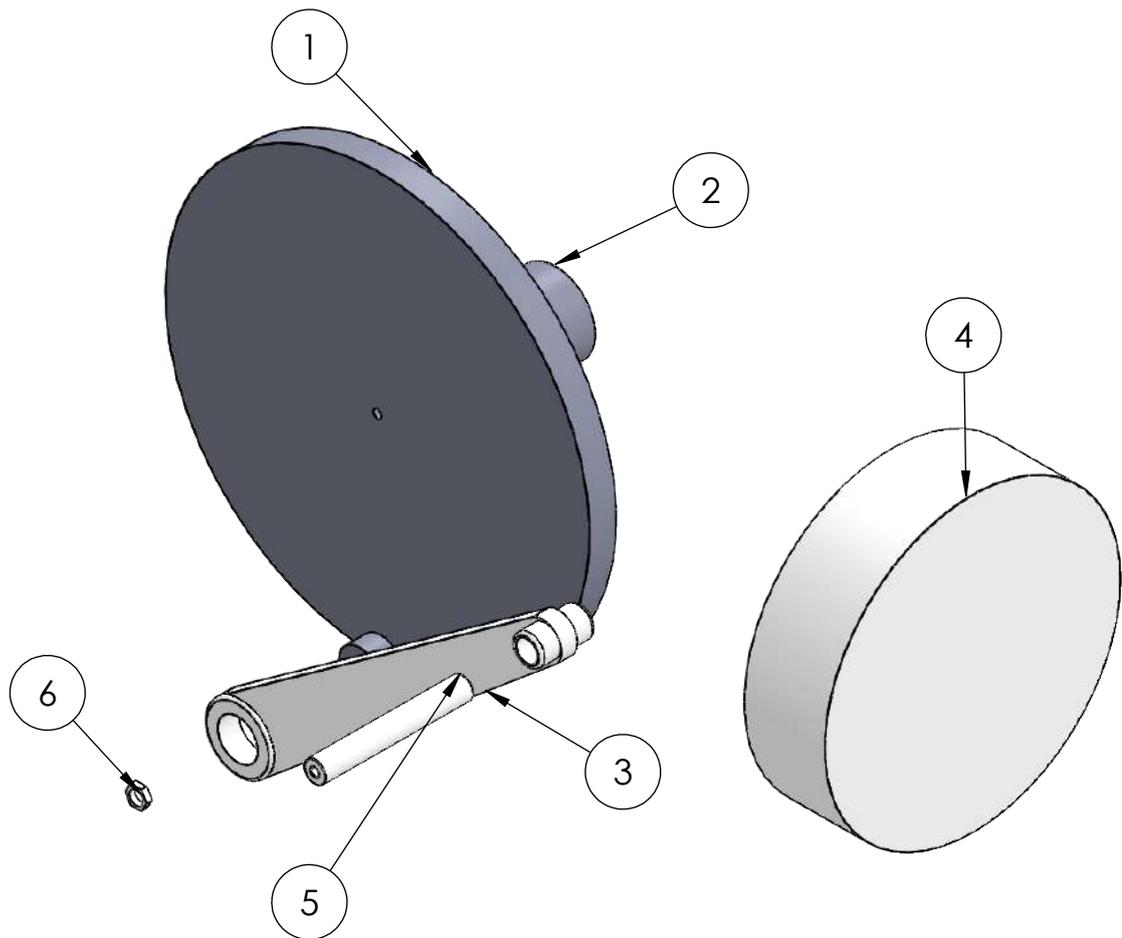


Figura 34. Vista frontal e isométrica
Fuente: Elaboración propia

A continuación se muestran los planos de ensamblaje del prototipo.



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	MANIVELA	1
2	MOTOR MANIVELA	1
3	BIELA	1
4	PISTON	1
5	PERNO DEL PISTON	1
6	ROSCA DE LA MANIVELA	1

	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO
NOMBRE	MAR. 17	C. OJEDA

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

TITULO:

ENSAMBLAJE MECANISMO

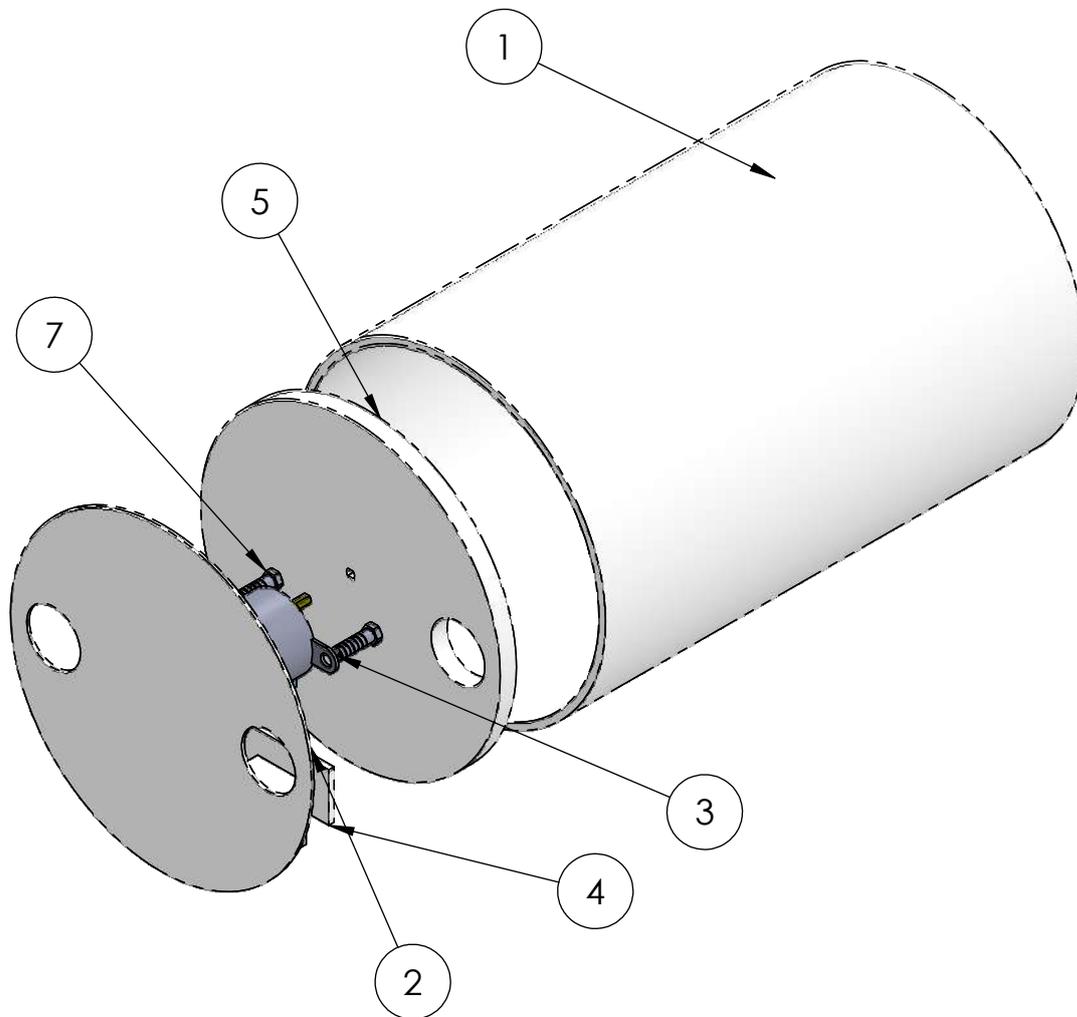
**RESUCITADOR PARA
PACIENTES CON
DIFICULTAD
RESPIRATORIA**

ESCALA
S/E

NOMBRES Y APELLIDOS:

PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

PLANO
Nº 1



N.º DE PIEZA	N.º DE ELEMENTO	CANTIDAD
CILINDRO	1	1
DISCO SOPORTE	2	1
MOTOR PARA DISCO GIRATORIO	3	1
TAPA DE CAJA DE ENSAMBLAJE	4	1
DISCO DE GIRO	5	1
ROSCA	6	2
PERNO	7	2

	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO
NOMBRE	MAR. 17	C. OJEDA

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

TITULO:

ENSAMBLAJE DEL CILINDRO

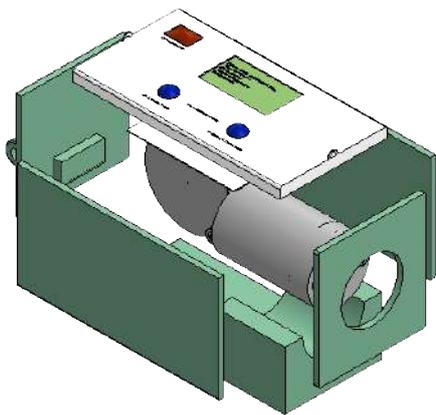
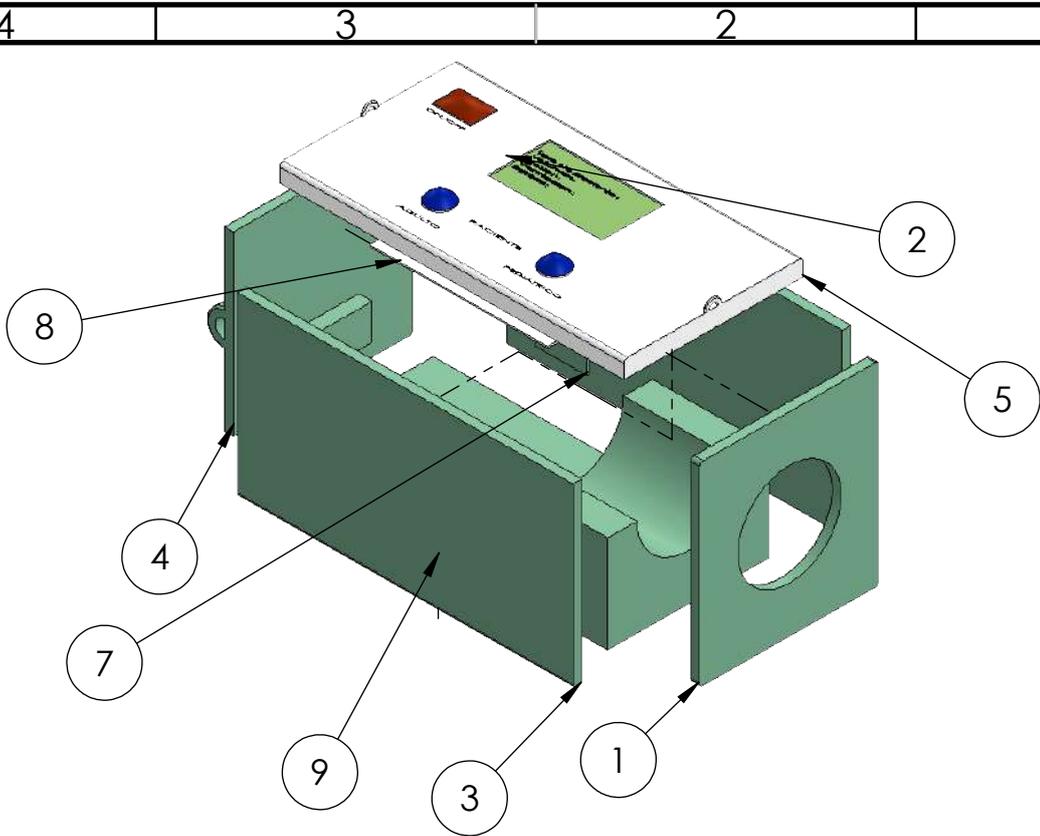
NOMBRES Y APELLIDOS:

PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

**RESUCITADOR PARA
PACIENTES CON
DIFICULTAD
RESPIRATORIA**

ESCALA
S/E

PLANO
Nº 2



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	CUBIERTA LATERAL DERECHA	1
2	CUBIERTA POSTERIOR	1
3	CUBIERTA FRONTAL	1
4	CUBIERTA LATERAL IZQUIERDA	1
5	CUBIERTA SUPERIOR	1
6	TAPA DE PORTA BATERÍA	1
7	TAPA DE CAJA DE ENSAMBLAJE	1
8	TAPA DE CAJA DE ENSAMBLAJE	1
9	CUBIERTA INFERIOR	1

	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO
NOMBRE	MAR. 17	C. OJEDA

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

TITULO:

ENSAMBLAJE COMPLETO

NOMBRES Y APELLIDOS:

PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

**RESUCITADOR PARA
PACIENTES CON
DIFICULTAD
RESPIRATORIA**

**ESCALA
S/E**

**PLANO
Nº 3**

3.7.2. Conexión al paciente

Para el uso del equipo, se propone que el orificio que da la ventilación al paciente se conecte un corrugado (tubo flexible), después de éste la válvula limitadora de presión, y por último la mascarilla.

Se deberá tener en cuenta que los corrugados cuentan con diferentes diámetros, por lo que se deberá colocar un adaptador

El equipo cuenta con dos asas, por medio de correas se podrá sujetar a la camilla.



Figura 35. Esquema de conexión al paciente
Fuente: Elaboración propia

3.8. Análisis del comportamiento del sistema

La función principal del sistema es convertir el movimiento circular en un movimiento lineal, logrando de este modo el desplazamiento del pistón dentro del cilindro.

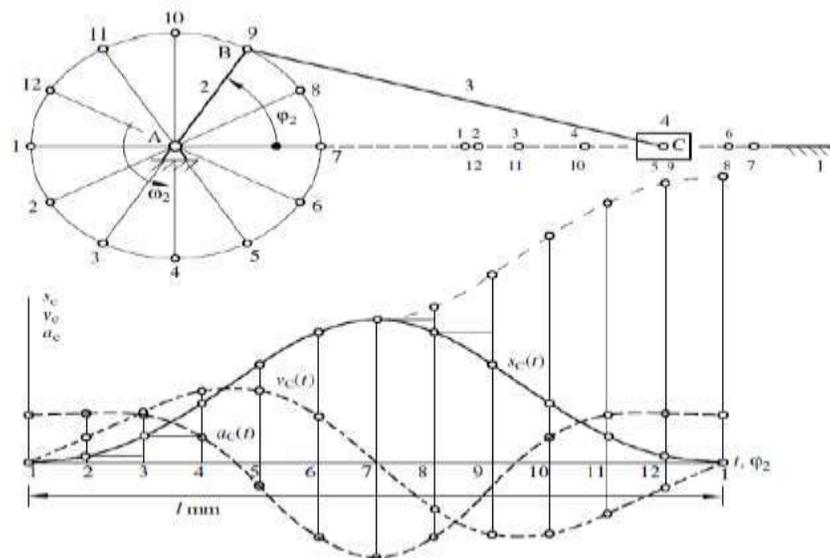


Figura 36. Cinemática de la biela manivela pistón
Fuente: Andrés Felipe López Orozco , Juan Miguel Aricapa Quiceno (2015)

La figura muestra el ángulo de giro del motor, desplazamiento, velocidad y aceleración del pistón, se puede observar que al llegar el ángulo a 180° éste llega al PMI. Cuando el pistón llega a tener su máxima velocidad la aceleración hace un cruce por cero, en el instante en donde la manivela y la biela son perpendiculares.

La aceleración tiene un máximo y un mínimo en los puntos muertos superior e inferior cuando el ángulo es igual a 0° y 180° respectivamente. [30]

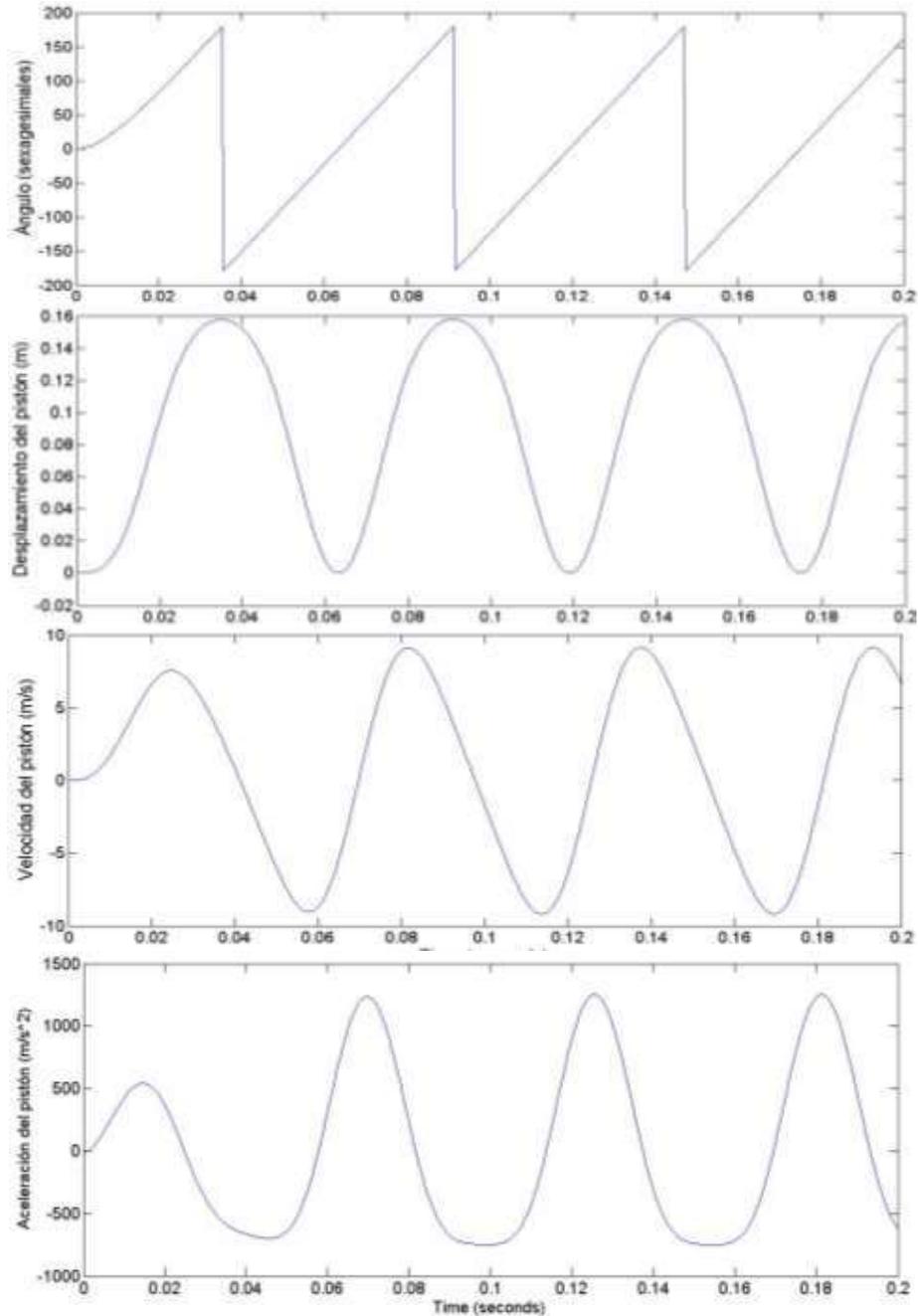


Figura 37. Comportamiento del sistema bajo 5 voltios
Fuente: Elaboración propia

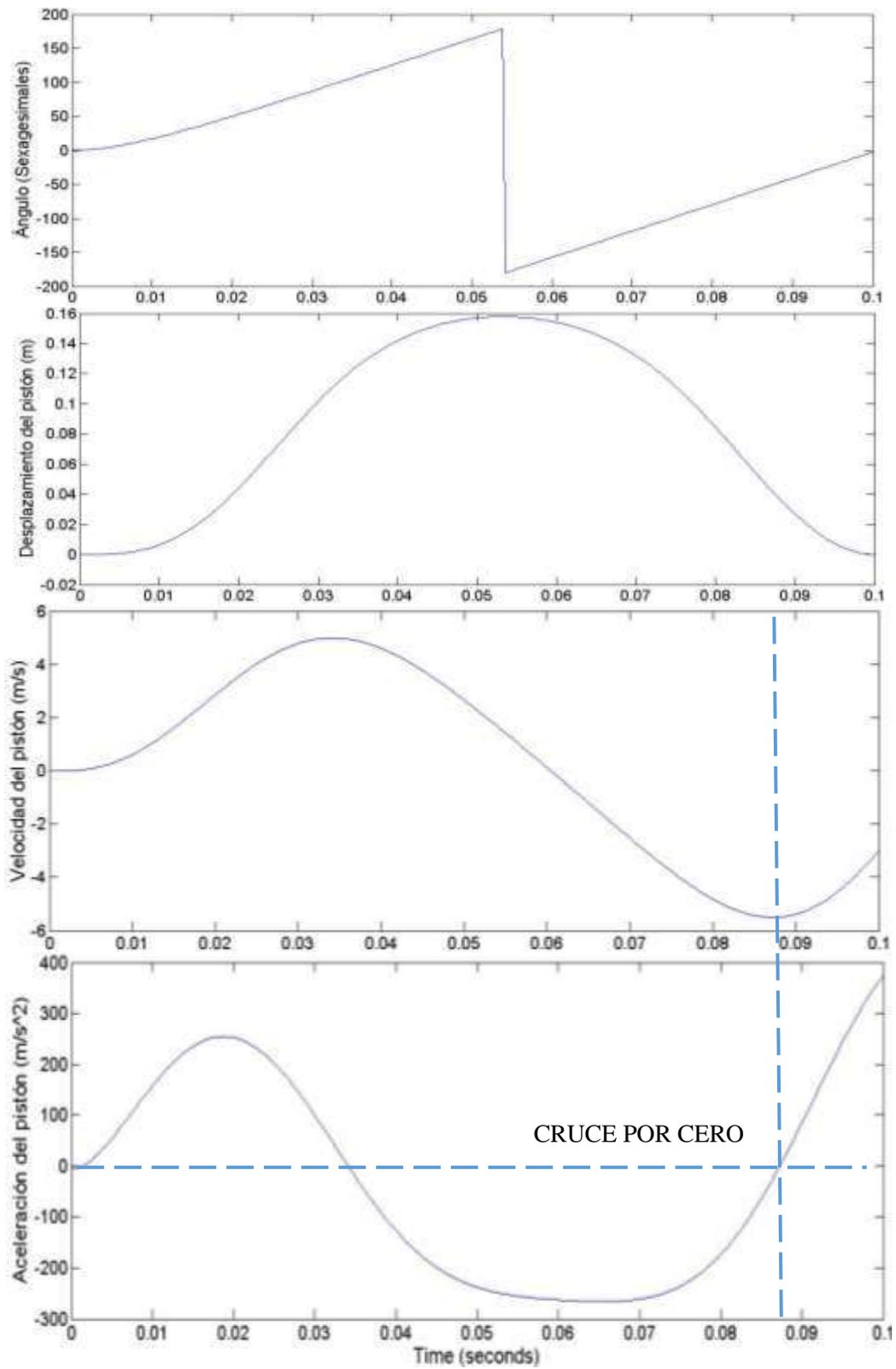


Figura 38. Mecanismo bajo 3 voltios con un giro completo
Fuente: Elaboración propia

3.8.1. Desplazamiento del pistón

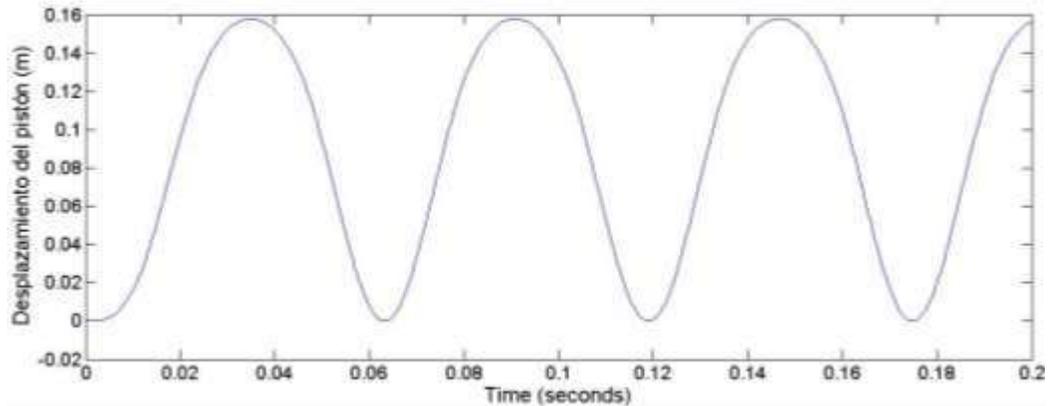


Figura 39. Desplazamiento del pistón con respecto a tiempo
Fuente: Elaboración propia

El pistón se moverá a todo lo largo del cilindro, su punto máximo será a 15cm (PMS), para luego retornar al PMI, realizando así lo que se conoce en la neumática como cilindrada.

3.8.2. Velocidad del pistón

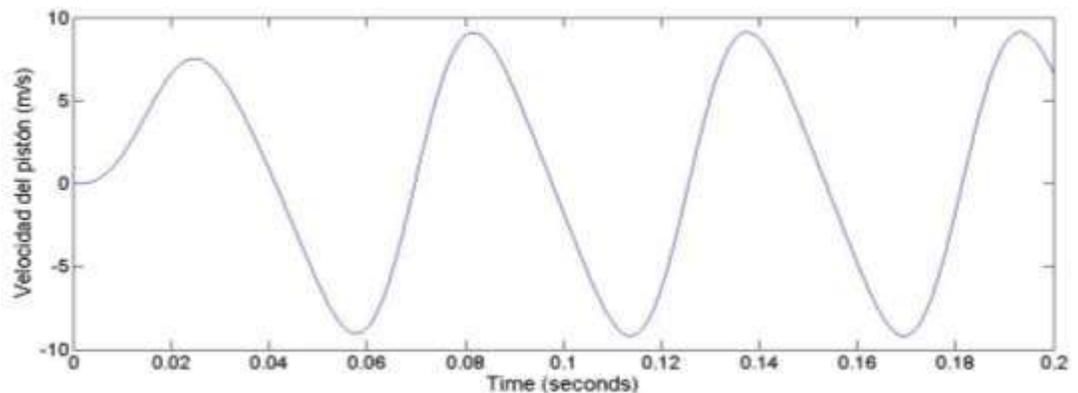


Figura 40. Velocidad del pistón con respecto al tiempo
Fuente: Elaboración propia

La magnitud de la velocidad del pistón dependerá de la velocidad de giro del motor.

El pistón se acelera desde PMS a mitad de carrera y después desacelera de mitad de carrera a PMI. La velocidad del pistón, aumenta de PMS a 90° y disminuye de 90° a PMI.

La distancia que se utiliza es la que recorre el pistón de un grado al siguiente, cuando desciende la distancia final siempre es mayor que la inicial, a 100° el pistón está más lejos de PMS que a 99° y la diferencia es positiva, pero cuando asciende la distancia final es menor que la inicial, a 270° el pistón está más cerca de PMS que a 269° y al restar da una velocidad negativa, esa es la razón de las velocidades negativas en la gráfica.

3.8.3. Aceleración del pistón

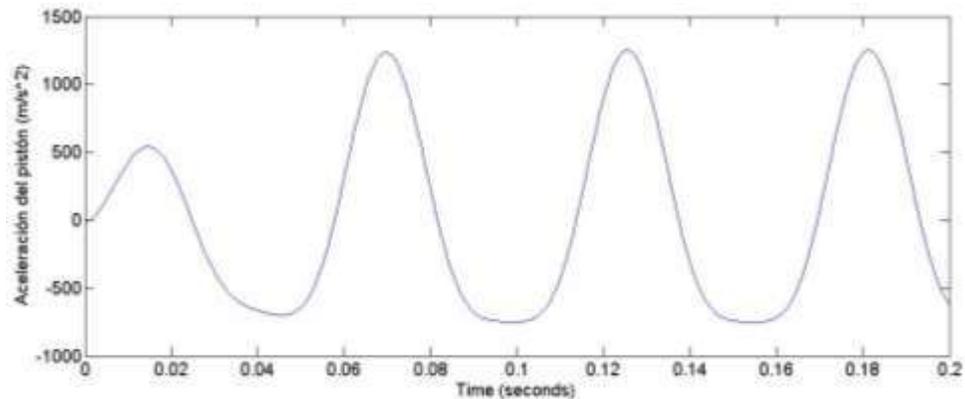


Figura 41. Aceleración del pistón con respecto al tiempo
Fuente: Elaboración propia

Así como la velocidad, ésta depende de la velocidad del motor

La aceleración es la variación de velocidad de un punto a otro, imaginemos que partimos de parado con un coche y se pretende que acelere hasta su máxima velocidad, al salir en la primera marcha la velocidad variará muy rápido y la aceleración será alta, al cambiar a segunda, la velocidad aumentará más que en primera, pero su variación es más lenta que en primera y la aceleración disminuirá, al cambiar a tercera, la velocidad sigue aumentando pero su variación es menor y la aceleración sigue disminuyendo, a medida que el coche se acerca a su velocidad máxima cada vez le costará más subir a la aguja del cuenta kilómetros, su variación de velocidad es menor y también la aceleración es menor, una vez llegue a la máxima velocidad la aceleración será 0, no hay más variaciones de velocidad, pero al soltar el acelerador se produce aceleración negativa, la velocidad varía a menos y seguirá así mientras se reduzca la velocidad, produciendo una aceleración negativa y eso es lo que se muestra en la gráfica.[30]

3.8.4. Volumen

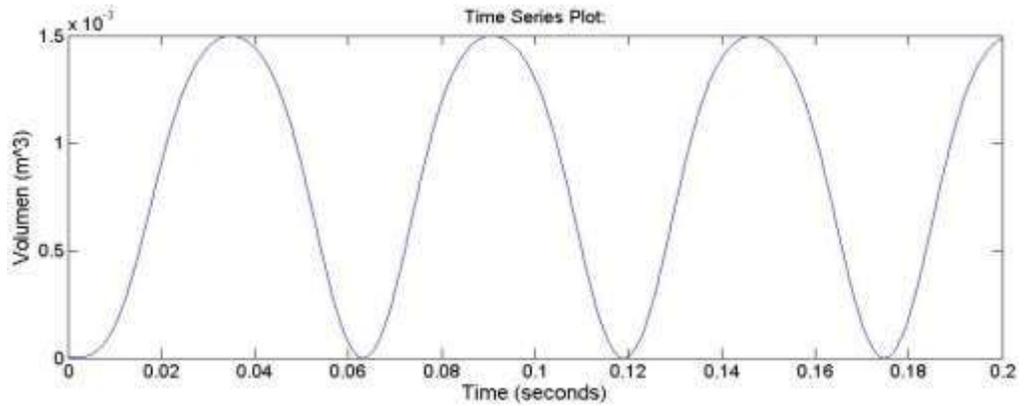


Figura 42. Volumen del cilindro con respecto al tiempo
Fuente: Elaboración propia

Este volumen será determinado por el desplazamiento del pistón, el cual está sujeto según el ángulo de giro. El volumen máximo se obtendrá con el giro de 360° del motor, donde 180° en sentido antihorario desde 0° harán que el pistón llegue hasta el PMI, luego al completar el giro el pistón se moverá hasta el PMS.

3.8.5. Relación de la velocidad del motor

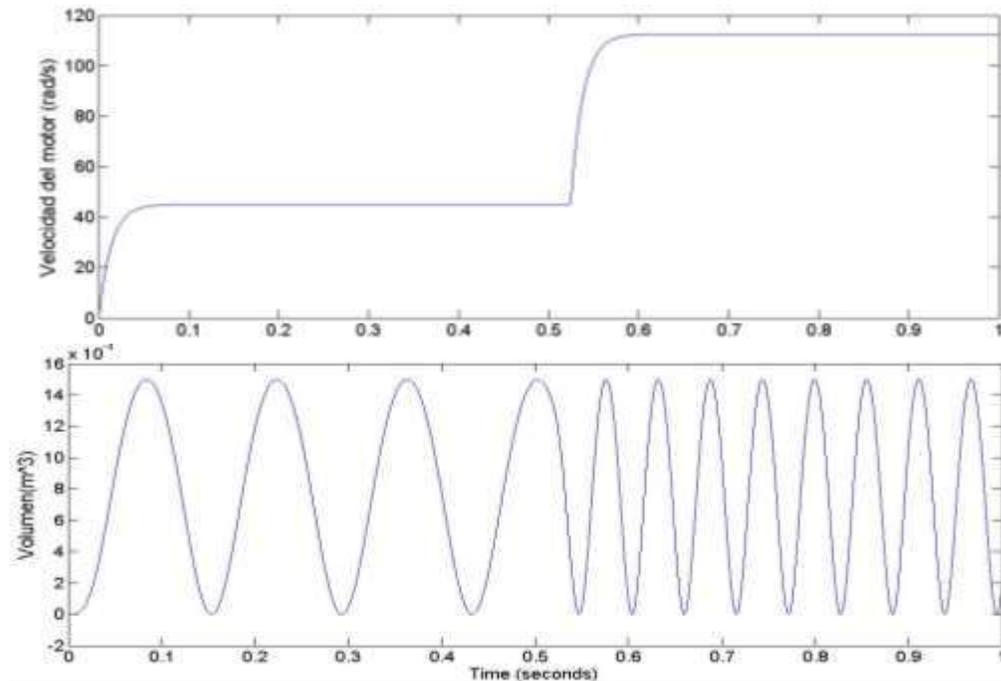


Figura 43. Velocidad y volumen del sistema
Fuente: Elaboración propia

Vemos que la velocidad del motor solo afecta en el tiempo de desplazamiento del pistón, más no en la cantidad de volumen.

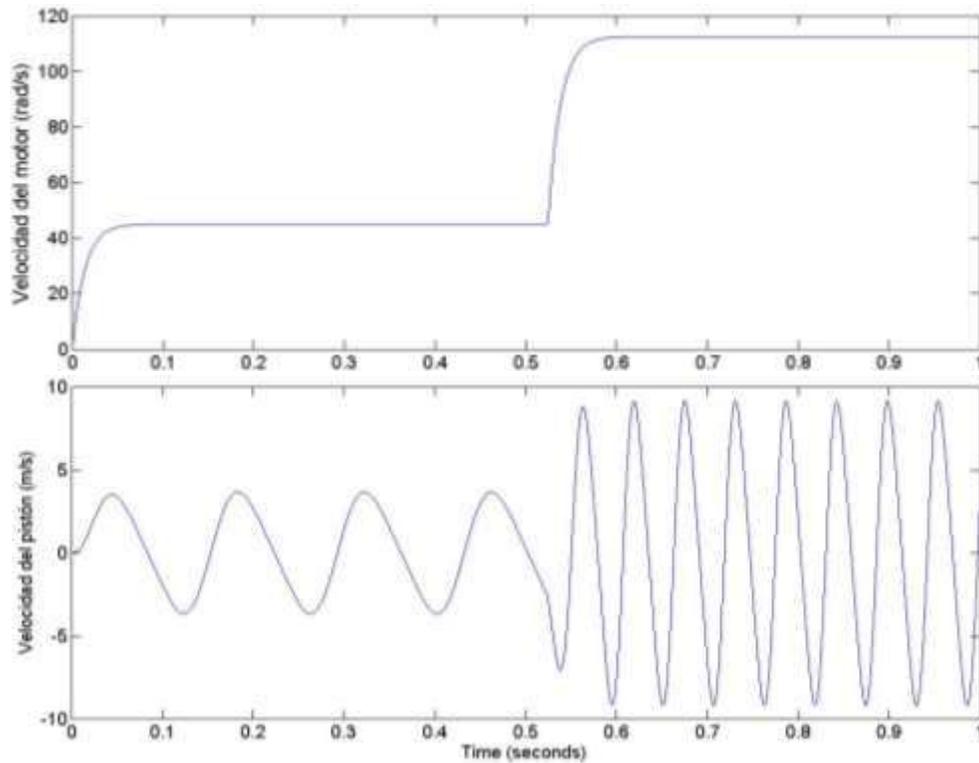


Figura 44. Velocidad del motor y velocidad del pistón
Fuente: Elaboración propia

El cambio de la velocidad del motor afecta en los valores de la velocidad, así como lo demuestran las fórmulas anteriormente mostradas la aceleración estará relacionada de la misma manera que la velocidad.

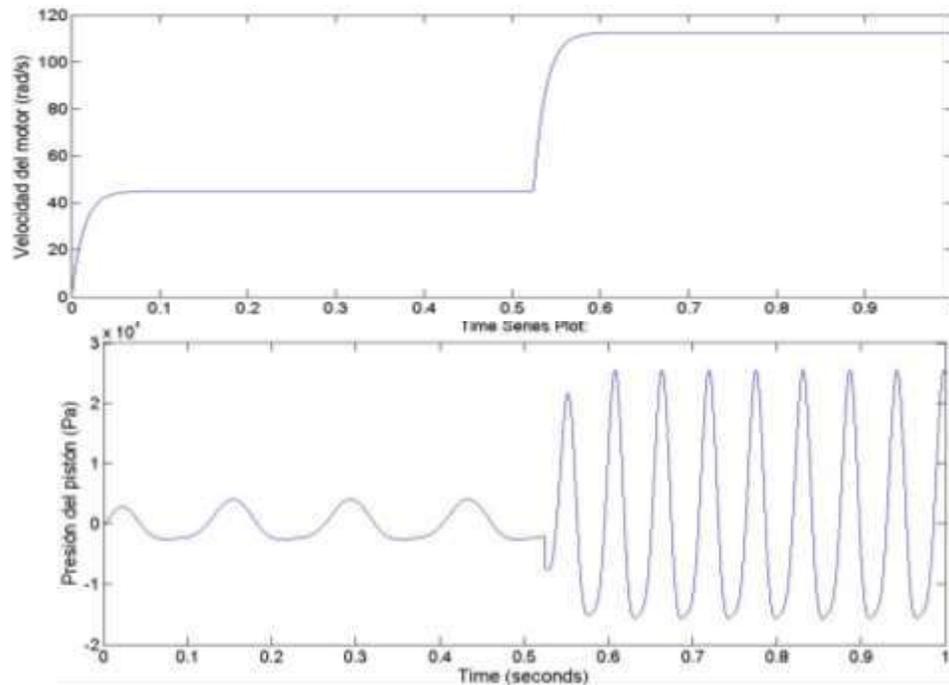


Figura 45. Velocidad del motor y presión del pistón
Fuente: Elaboración propia

El cambio de velocidad del motor afecta en el valor máximo de la presión de la misma forma como las anteriores variables expuestas.

3.8.6. Relación velocidad del motor y presión del pistón

La tabla muestra los valores de voltaje y presión obtenidos en la simulación del sistema. El motor funciona de 0-5 voltios y nos da respectivamente siguientes valores de presión máxima.

Tabla 9. Voltaje y Presión Máxima

VOLTAJE	PRESIÓN MÁXIMA (Pa)
1	1020
1,5	2294
2	4079
2,5	6368
3	9148
3,5	1.247e+04
4	1.608e+04
4,5	2.064e+04
5	2.548e+04

Fuente: Elaboración propia

A continuación mostramos una relación entre estas variables. En donde se ve claramente que la línea de tendencia es potencial con un valor de $R=1$, por lo que es totalmente aceptable.

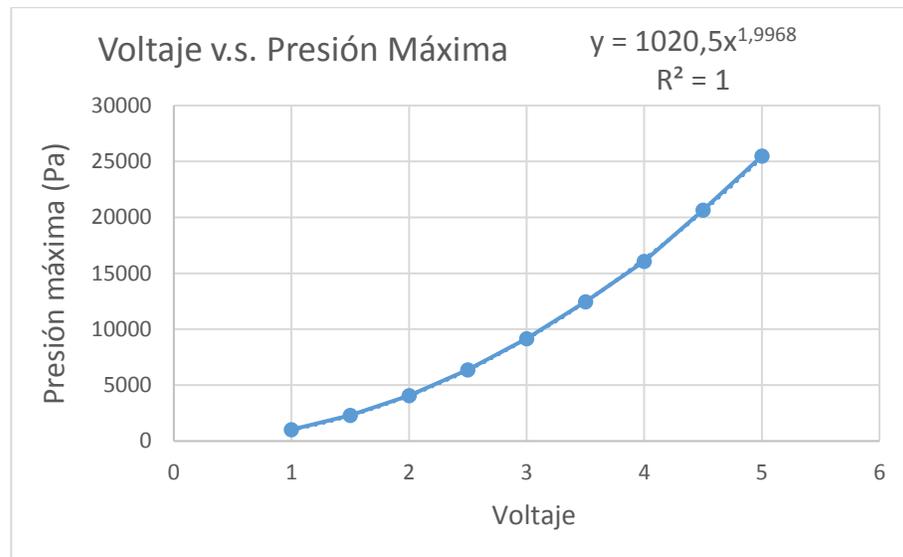


Figura 46. Relación voltaje y presión máxima
Fuente: Elaboración propia

3.8.7. Relación ángulo de giro del motor y volumen

Se muestra los ángulos de giro del motor con su respectivo volumen máximo que se produce al moverse el pistón en el cilindro, se tomó como referencia de 20° - 180° .

Tabla 10. Ángulo y volumen máximo

Ángulo $^{\circ}$	Volumen Máximo (m^3)
20	0,000059
40	0,00022
60	0,00046
80	0,0007
100	0,00102
120	0,00125
140	0,00143
160	0,00154
180	0,00157

Fuente: Elaboración propia

Mediante un análisis de regresión lineal se ha podido hallar su ecuación la cual tiene un valor de R muy cercano a la unidad.

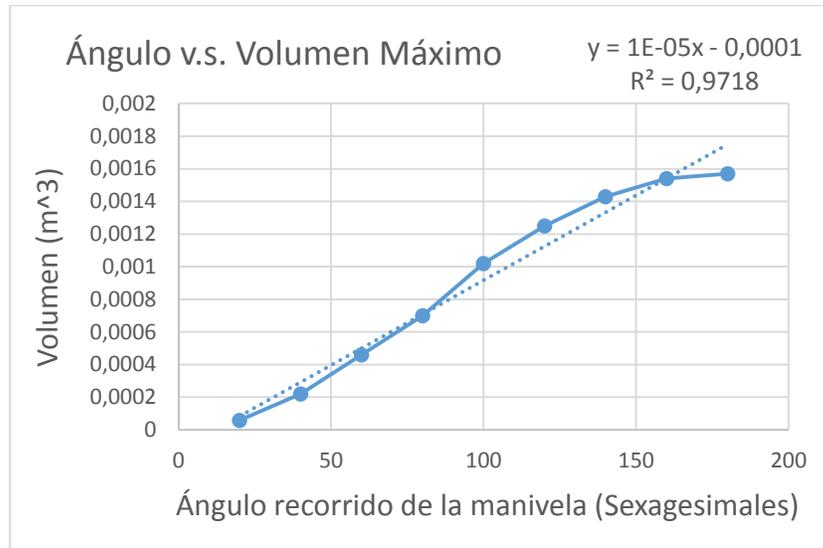


Figura 47. Relación entre ángulo y volumen máximo
Fuente: Elaboración propia

3.8.8. Comportamiento según el tamaño de la biela

Para el giro completo de la manivela, el diseño completo de este mecanismo debe cumplir que la longitud de la biela debe ser como mínimo 4 veces la longitud de la manivela.

Lo que se busca es obtener un equipo pequeño y de fácil manejo, por lo que analizando su comportamiento y el volumen que deseamos, nos damos cuenta de que nuestro sistema solo necesita funcionar de 0° a 180°, y de éstos recorre como máximo 90°. Por lo que podemos escoger una biela más corta, para minorar las dimensiones del mecanismo propuesto.

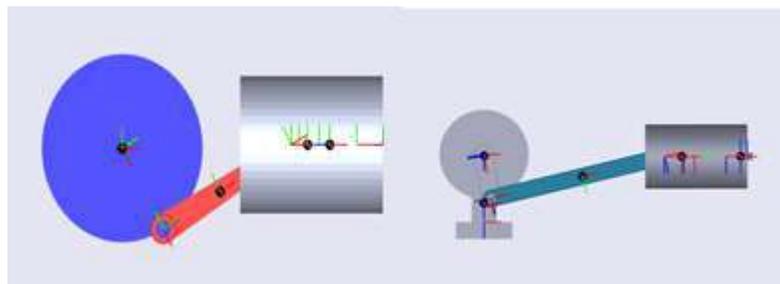


Figura 48. Mecanismo de biela corta (izquierda). Mecanismo de biela larga (derecha)

Fuente: Elaboración propia

Las dimensiones del radio, el cilindro y el pistón son las mismas, pero las bielas son de 14,4cm y 31,5 cm. Ambos mecanismo sometidos a un voltaje de 5 voltios presentan las siguientes diferencias en su comportamiento.

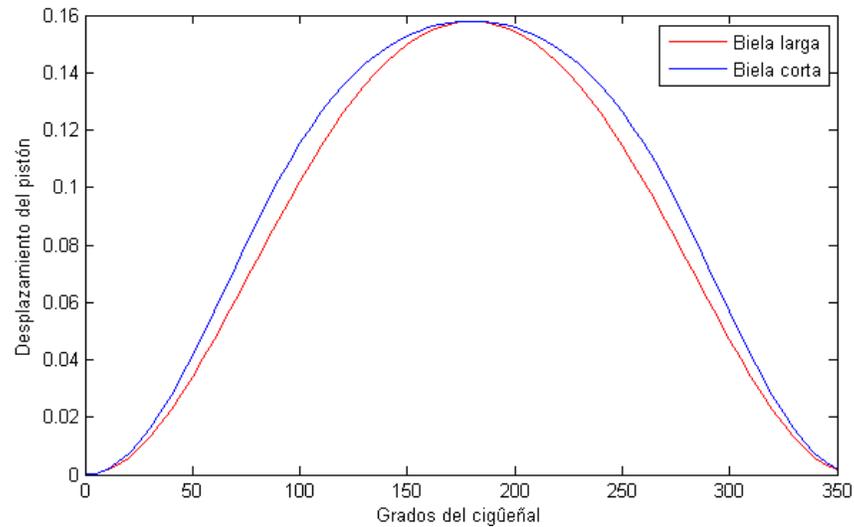


Figura 49. Desplazamiento del pistón
Fuente: Elaboración propia

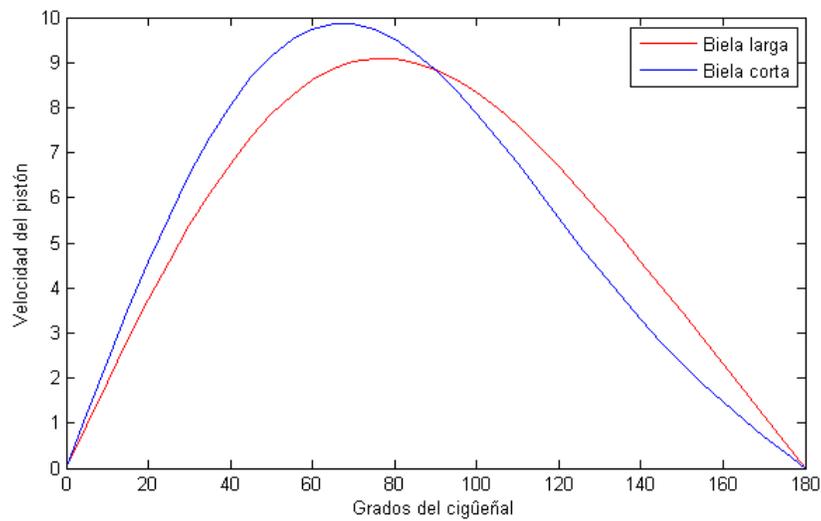


Figura 50. Velocidad del pistón
Fuente: Elaboración propia

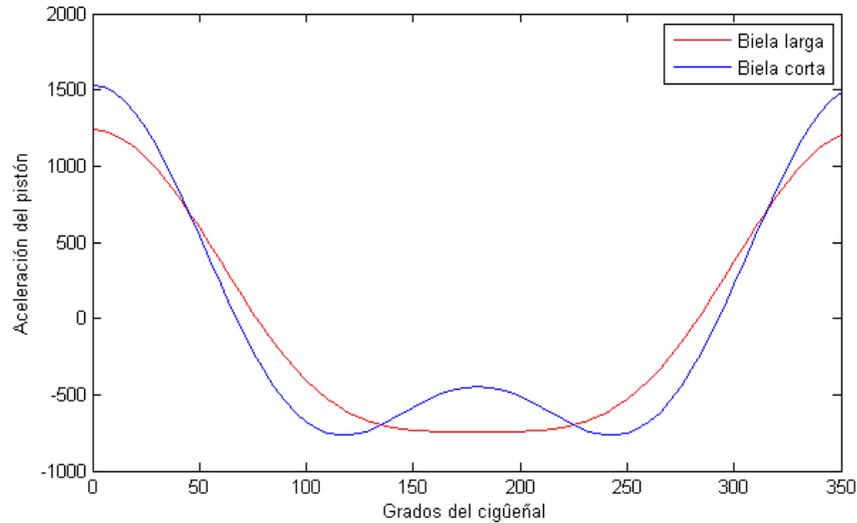


Figura 51. Aceleración del pistón
Fuente: Elaboración propia

La biela larga conduce de manera más lenta el pistón y su velocidad máxima es menor a lo largo del ciclo.

Dado que el área total bajo la curva debe permanecer constante, independientemente del tamaño de la biela, la biela larga es más rápida desde los 90° . [31]

La aceleración del pistón está dada por la ecuación. [24]

$$a = R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda)$$

Que al derivarla e igualándola a cero obtenemos la máxima aceleración.

$$\frac{da}{d\theta} = R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda)$$

$$\frac{da}{d\theta} = R\omega^2 (-\sin \theta - 4\lambda \cos \theta \sin \theta) = 0$$

$$\frac{da}{d\theta} = -R\omega^2 \sin \theta (1 + 4\lambda \cos \theta) = 0$$

Hay cuatro soluciones para esta ecuación. Para $\sin \theta$ $\theta = 0^\circ; 180^\circ$.

Donde su aceleración sería.

$$a = R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda)$$

$$\theta = 0^\circ \quad a = R\omega^2 (1 + 2\lambda - \lambda) = 1.44R\omega^2$$

$$\theta = 180^\circ \quad a = R\omega^2 (-1 + 2\lambda - \lambda) = -0.8560R\omega^2$$

Las otras dos soluciones cumplen.

$$4\lambda \cos \theta = -1$$

$$\theta = \arccos\left(\frac{-1}{4\lambda}\right)$$

$$\theta = 117.1470^\circ; 242.853^\circ$$

En esos ángulos la aceleración es:

$$a = R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda) = -768.0770$$

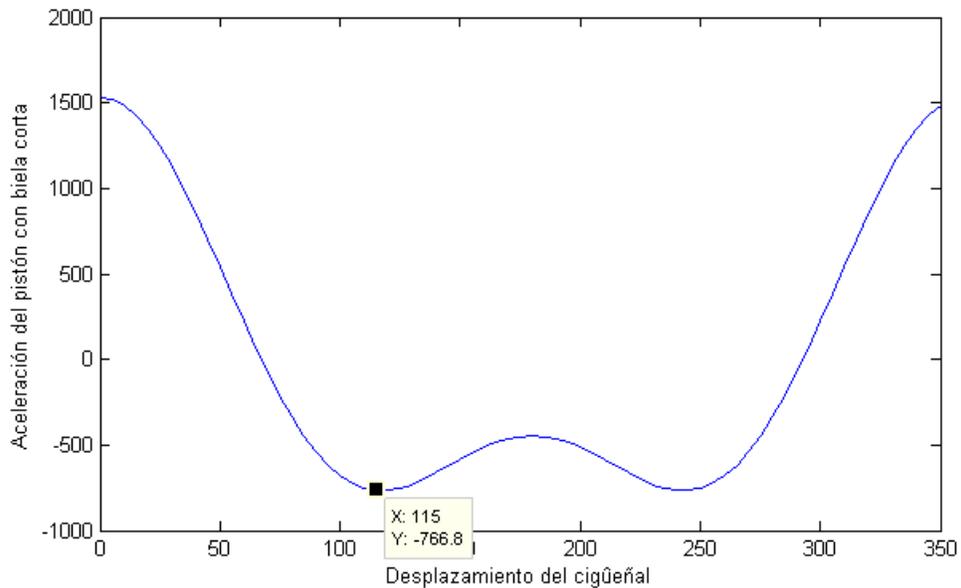


Figura 52. Aceleración del pistón de biela corta

Fuente: Elaboración propia

3.9. Mecanismo en SimMechanics

El mecanismo desarrollado se realizó en Solidworks, al exportar nuestro diseño completo a Simulink con la herramienta de SimMechanics obtenemos nuestro mecanismo en diferentes bloques, donde cada uno de ellos representa las partes que componen el mecanismo acompañados de sus bloques de movimiento en donde podemos ingresar y leer valores según se vayan realizando las pruebas. El diagrama de bloques se muestra en los anexos B-4 y B-5.

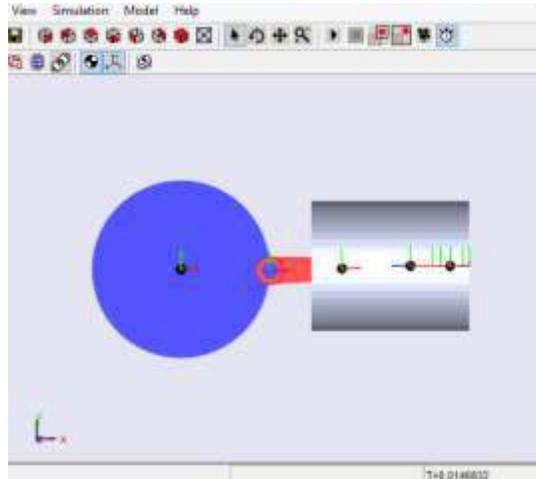


Figura 53. Mecanismo exportado a Simulink
Fuente: Elaboración propia

El accionamiento del motor será a través de la pieza motor-1 y Revolute, la cual representa nuestro eje del motor éste irá unido a la manivela.

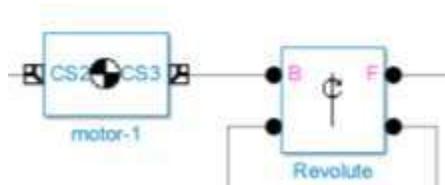


Figura 54. Motor
Fuente: Elaboración propia

Con estos dos bloques podemos obtener el ángulo recorrido por la biela que servirá para los cálculos de la presión.

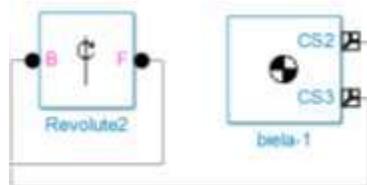


Figura 55. Biela
Fuente: Elaboración propia

Se podrá analizar el desplazamiento del pistón a lo largo del cilindro, obteniendo distintas variables que se desean controlar.

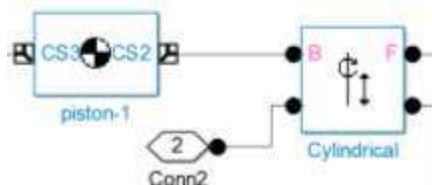


Figura 56. Pistón
Fuente: Elaboración propia

3.10. Lógica difusa [32]

La incorporación de lógica difusa a los sistemas de control da lugar a lo que llamamos sistemas de control difuso. Dentro de los sistemas de control se encuentran dos grandes áreas, el modelado o identificación y el control propiamente dicho o control directo.

Se trata de determinar de manera lógica que se debe hacer para lograr los objetivos de control de mejor manera posible a partir de una base de conocimiento proporcionada por un operador humano, sin esta base no es posible desarrollar una aplicación y que esta funcione de manera correcta.

Se utiliza el conocimiento y experiencia de un operador humano para construir un controlador que emule el comportamiento de tal persona. Comparado con el control tradicional, el control difuso tiene dos ventajas prácticas, una es que el modelo matemático del proceso a controlar no es requerido y otra es que se obtiene un controlador no lineal desarrollado empíricamente sin complicaciones matemáticas, en realidad los desarrollos matemáticos de este tema todavía están en su infancia.

3.10.1. Conjuntos borrosos

Los conjuntos borrosos son una extensión de los clásicos, donde se añade una función de pertenencia, definida esta como un número real entre 0 y 1.

Así se introduce el concepto de conjunto o subconjunto borroso y se lo asocia a un determinado valor lingüístico, definido por una palabra o etiqueta lingüística, donde esta es el nombre del conjunto o subconjunto.

Por cada conjunto se define una función de pertenencia o membresía denominada, indica el grado en que la variable x está incluida en el concepto representado por la etiqueta A ($0 \leq u_{A(x)} \leq 1$) si esta función toma el valor 0 significa que tal valor de x no está incluido en A y si toma el valor 1 el correspondiente valor de x está absolutamente incluido en A .

Por ejemplo un conjunto velocidad (con variable x) está subdividido en 3 subconjuntos $\{Baja, Meda, Alta\}$, con sus respectivas funciones de membresía $\{u_{Baja(x)}, u_{Media(x)}, u_{Alta(x)}\}$.

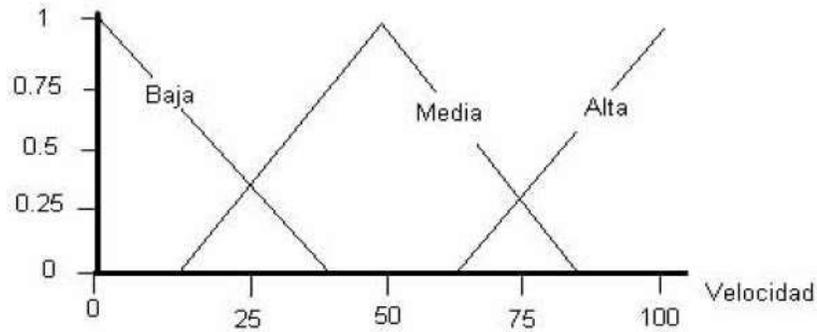


Figura 57. Ejemplo de subconjuntos borrosos para un conjunto velocidad
 Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

3.10.2. Funciones de membresía

Las funciones de membresía representan el grado de pertenencia de un elemento a un subconjunto definido por una etiqueta.

Existe una gran variedad de formas para funciones de membresía, las más comunes son del tipo trapezoidal, triangular, singleton, S.

a) Forma triangular

$$A(x) = \begin{cases} 0 & \text{si } x \leq a \\ \frac{x-a}{m-a} & \text{si } x \in (a, m] \\ \frac{b-x}{b-m} & \text{si } x \in (m, b) \\ 1 & \text{si } x \geq b \end{cases}$$

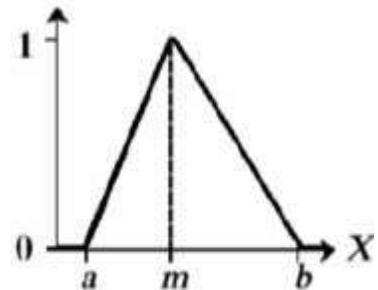


Figura 58. Forma triangular
 Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

b) Forma S

$$A(x) = \begin{cases} 0 & \text{si } x \leq a \\ 2\left\{\frac{x-a}{b-a}\right\}^2 & \text{si } x \in (a, m] \\ 1 - 2\left\{\frac{x-a}{b-a}\right\}^2 & \text{si } x \in (m, b) \\ 1 & \text{si } x \geq b \end{cases}$$

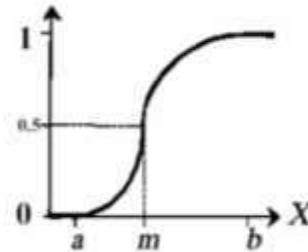


Figura 59. Forma S

Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

c) Forma trapezoidal

$$A = \begin{cases} 0 & \text{si } (x \leq a) \text{ o } (x \geq d) \\ \frac{x-a}{b-a} & \text{si } x \in (a, b) \\ 1 & \text{si } x \in (b, c) \\ \frac{d-x}{d-c} & \text{si } x \in (c, d) \end{cases}$$

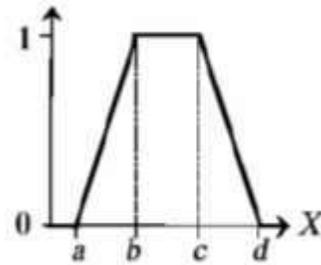


Figura 60. Forma trapezoidal

Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

d) Forma singleton

$$A(x) = \begin{cases} 1 & x = a \\ 0 & x \neq a \end{cases}$$

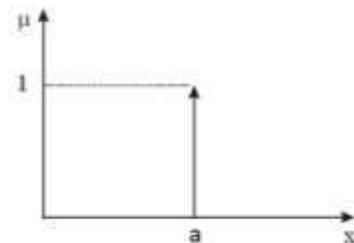


Figura 61. Forma singleton

Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

3.10.3. Fuzzificación

El control difuso siempre involucra este proceso de fuzzificación, esta operación se realiza en todo instante de tiempo, es la puerta de entrada al sistema de inferencia difusa. Es un procedimiento matemático en el que se convierte un elemento del universo de discurso (variable medida del proceso) en un valor en cada función de membresía a las cuales pertenece. Tomamos el ejemplo anterior del conjunto velocidad.

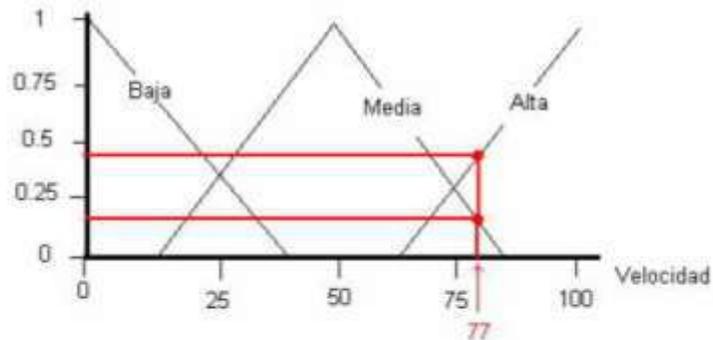


Figura 62. Ejemplo de fuzzificación de una variable

Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

$$u_{Alta(77)} = 0.45$$

$$u_{Media(77)} = 0.20$$

$$u_{Baja(77)} = 0.00$$

3.10.4. Reglas borrosas

Los controladores difusos usan reglas, estas combinan uno o más conjuntos borrosos de entrada llamados antecedentes o premisas y le asocian un conjunto borroso de salida llamado consecuente o consecuencia. Involucran a conjuntos difusos, lógica difusa e inferencia difusa. A estas reglas se les llama reglas borrosas o difusas o fuzzy rules. Son afirmaciones del tipo si-entonces. Los conjuntos borrosos del antecedente se asocian mediante operaciones lógicas borrosas, and, or, etc.

Las reglas borrosas son proposiciones que permiten expresar el conocimiento que se dispone sobre la relación entre antecedentes y consecuentes. Para expresar este conocimiento de manera completa normalmente se precisan varias reglas, que se agrupan formando lo que se conoce como base de reglas, es decir, la edición de esta base determina cual será el comportamiento del controlador difuso y es aquí donde se emula el conocimiento o experiencia del operario y la correspondiente estrategia de control.

Existe una gran variedad de tipos de reglas, dos grandes grupos son los que en general se emplean, las reglas difusas de Mamdani y las reglas difusas de Takagi-Sugeno.

3.10.5. Reglas difusa de mandami

IF x_1 is A AND x_2 is B AND x_3 is C THEN u_1 is D, u_2 is E

Donde x_1 , x_2 y x_3 son las variables de entrada (por ejemplo, error, derivada del error y derivada segunda del error), A, B y C son funciones de membresía de entrada (por ejemplo, alto, medio, bajo), u_1 y u_2 son las acciones de control (por ejemplo, apertura de válvulas) en sentido genérico son todavía variables lingüísticas (todavía no toman valores numéricos), D y E son las funciones de membresía de la salida, y AND es un operador lógico difuso. La primera parte de la sentencia “IF x_1 is A AND x_2 is B AND x_3 is C” es el antecedente y la restante es el consecuente.

IF error is Positivo Grande AND derivada del error is Positiva Baja THEN u is Positiva
--

Ventajas

- Es intuitivo.
- Tiene una amplia aceptación.
- Está bien adaptado a la incorporación de conocimiento y experiencia.

3.10.6. Defusificación

El último paso en la construcción de un sistema de lógica difusa es convertir de nuevo las variables difusas generadas por la base de reglas en valores con interpretación real. El proceso se denomina defuzzificación, que combina las variables difusas para generar el valor real de la señal (también comúnmente denominado crisp o no difuso) el cual puede ser usado posteriormente para generar acciones de control.

Un bloque de defuzzificación tendría entradas que corresponden a las siguientes cinco acciones:

LP: Señal de salida Larga y Positiva
 MP: Señal de salida Media y Positiva
 S: Señal de salida 'Small' (pequeña)
 MN: Señal de salida Media y Negativa
 LN: Señal de salida Laraga y Negativa

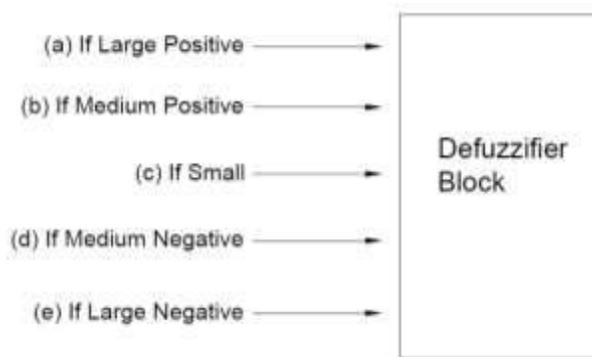


Figura 63. Bloque Defusificador

Fuente: Marco Antonio Perez Cisneros, James Vernon

Elaboración: Patricia Chambergó Ruiz

El fuzzificador combina la información de las entradas difusas para obtener un solo valor de salida. Existen distintas formas para lograr esto. [33]

El método más común y ampliamente usado es el centroide. Con el método de defusificación del centroide se transforma la salida difusa en un número real el cual es la coordenada (x) del centro de gravedad de tal conjunto difuso de salida.

$$y_d = \frac{\int y u_Y(y) dy}{\int u_Y(y) dy}$$

Donde: u_y es la función de pertenencia del conjunto de la salida Y, cuya variable de salida es y, S es el dominio o rango de integración.

Este método en realidad trae una carga computacional importante, por lo que se emplean en general otros esquemas con menor carga.

Uno de los defusificadores más usados es el centro de área (COA, center of area) también llamado de altura, el centro de gravedad es aproximado por el centro de gravedad de un arreglo de masas puntuales, las cuales son el centro de gravedad de cada conjunto difuso de salida B_l de la l -ésima regla, el centro de gravedad queda determinando por:

$$y_d = \frac{\sum_{l=1}^R \delta_l u_{B_l}(\delta_l)}{\sum_{l=1}^R u_{B_l}(\delta_l)}$$

Donde R es el número de reglas.

El concepto del centro de gravedad es en muchos casos el punto de partida para la obtención de distintos métodos de defusificación.

Tanto la Fuzzificación como la defusificación son el nexo difuso con el mundo real.[32]

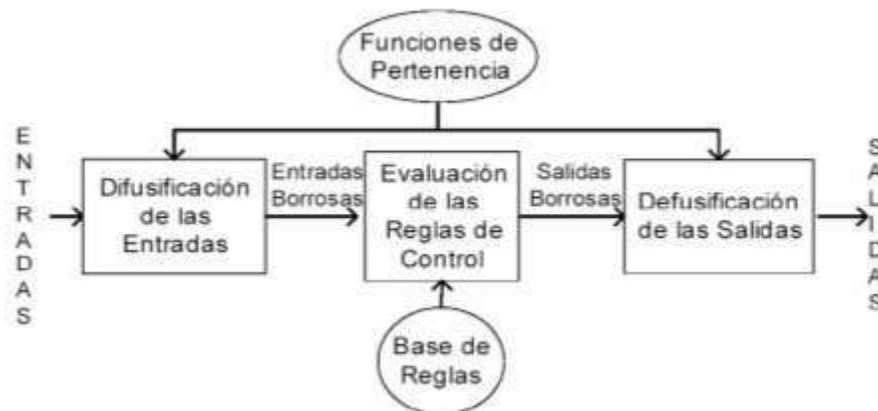


Figura 64. Sistema de inferencia difusa
Fuente: http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf

3.11. Diseño del controlador del sistema

Lo que se desea controlar es la cantidad de volumen que dará el sistema al paciente, por lo que se ingresará como valor de consigna una cantidad de volumen específica según el tipo de paciente.

Debemos de tener en cuenta la presión con la que se suministra el aire, la cual estará limitada por la misma válvula que usa el resucitador comercial (Ambu), cuyos valores se explicaron en capítulos anteriores.

Debido a que es un sistema no lineal, y se cuenta sólo con el modelo matemático por su complejidad se ha escogido como estrategia de control la lógica difusa.

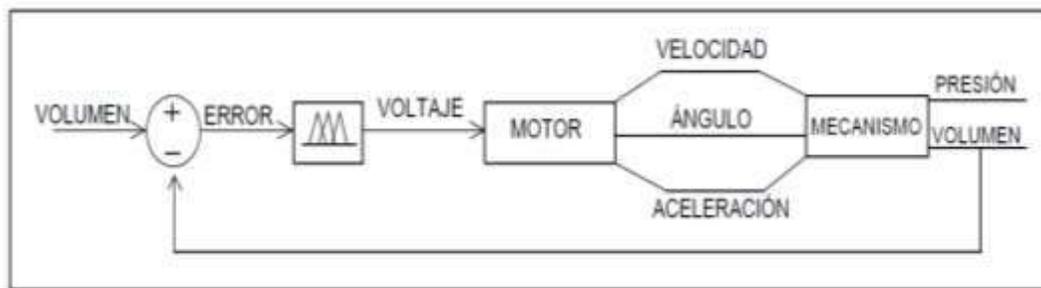


Figura 65. Esquema de control

Fuente: Elaboración propia

Donde tendremos que definir nuestras variables lingüísticas:

Tabla 11. Variables del sistema

IN	Error de volumen
OUT	Voltaje del motor

Fuente: Elaboración propia

Nuestro universo de discurso será $[-0.0009 \ 0.0009]$, debido a que este será el máximo de volumen que generará según las dimensiones del mecanismo y nuestra salida del voltaje del motor $[-5 \ 5]$, ya que el motor girará en ambos sentido.

Definimos nuestras 5 variables lingüísticas que serán tanto para la entrada y salida.

Tabla 12. Variables lingüísticas

Negativo Grande	NG
Negativo Pequeño	NP
Cero	C
Positivo Pequeño	PP
Positivo Grande	PG

Fuente: Elaboración propia

En Matlab contamos con el Toolbox Fuzzy, para realizar el control por lógica difusa.

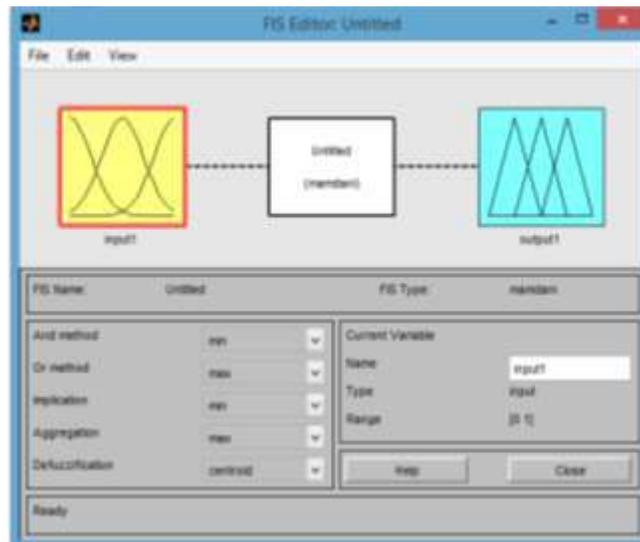


Figura 66. Toolbox fuzzy
Fuente: Elaboración propia

Definimos nuestras funciones de membresía que serán triangulares tanto para la entrada y salida. Estas funciones de membresía representan el grado de pertenencia de un elemento a un subconjunto definido por una etiqueta.

$$M(\text{ENG}) = \text{trimf}(e; -0.0009; -0.0009; 0.00045)$$

$$M(\text{ENP}) = \text{trimf}(e; -0.0009; -0.00045; 0)$$

$$M(\text{EC}) = \text{trimf}(e; -0.00045; 0; 0.00045)$$

$$M(\text{EPP}) = \text{trimf}(e; 0; 0.00045; 0.0009)$$

$$M(\text{EPG}) = \text{trimf}(e; 0.00045; 0.0009; 0.0009)$$

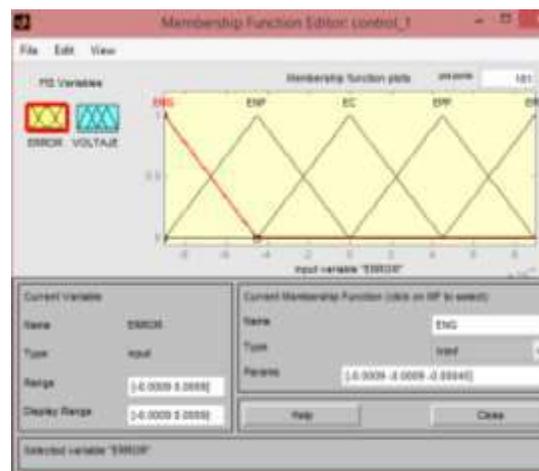


Figura 67. Funciones de membresía de la entrada
Fuente: Elaboración propia

$$M(VNG) = \text{trimf}(e; -5; -5; -2.5)$$

$$M(VNP) = \text{trimf}(e; -5; -2.5; 0)$$

$$M(VC) = \text{trimf}(e; -2.5; 0; 2.5)$$

$$M(VPP) = \text{trimf}(e; 0; 2.5; 5)$$

$$M(VPG) = \text{trimf}(e; 2.5; 5; 7.5)$$



Figura 68. Funciones de membresía de la salida
Fuente: Elaboración propia

Podemos observar la superficie de control, que relaciona la cantidad de error con el voltaje que se le dará al motor según las reglas de control determinadas.

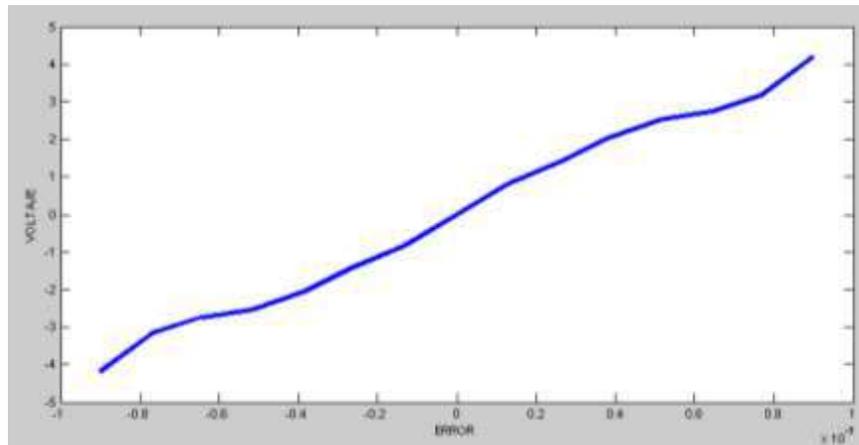


Figura 69. Superficie de control
Fuente: Elaboración propia

Según las reglas de nuestro control programado podemos ver el comportamiento que este seguirá a medida del cambio del error del volumen.

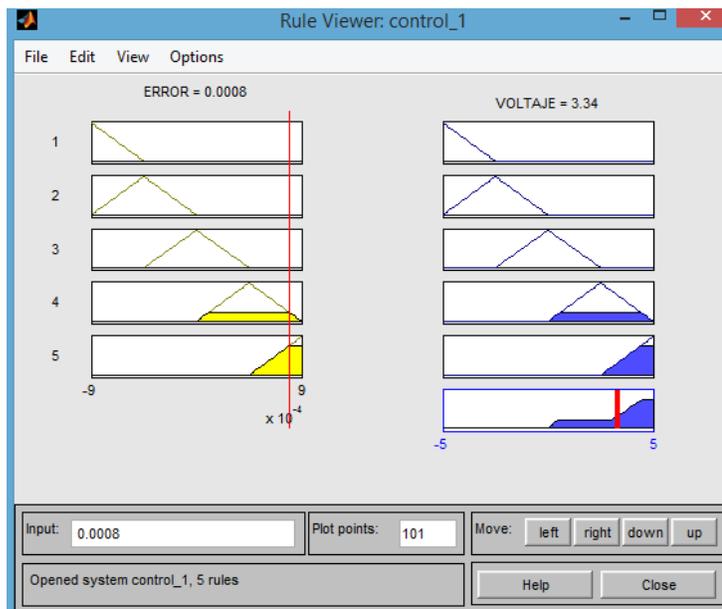


Figura 70. Reglas de control
Fuente: Elaboración propia

Capítulo 4

Análisis y resultados

4.1. Mecanismo bajo controlador

La figura muestra el volumen final, tanto en la toma de aire del exterior como el volumen de aire que se da al paciente.

Se debe tener en cuenta que la curva que describe el volumen al llegar al paciente no debe presentar ninguna oscilación, para que la ventilación sea continua.

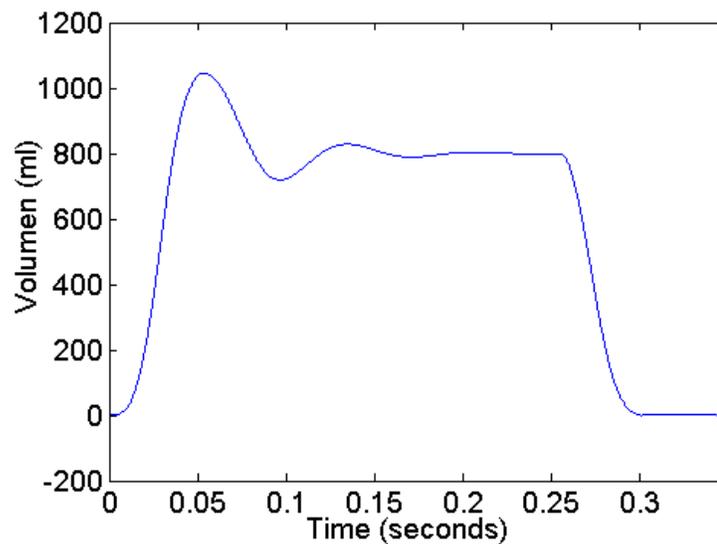


Figura 71. Volumen paciente adulto (800 ml)

Fuente: Elaboración propia

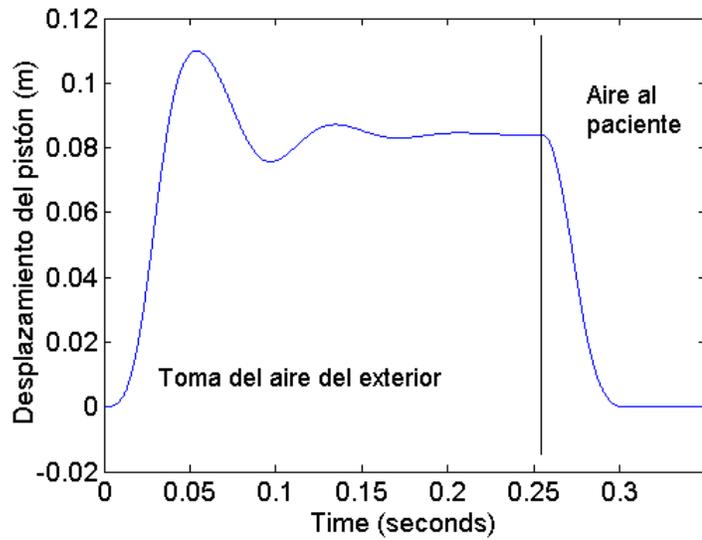


Figura 72. Desplazamiento del pistón en paciente adulto
Fuente: Elaboración propia

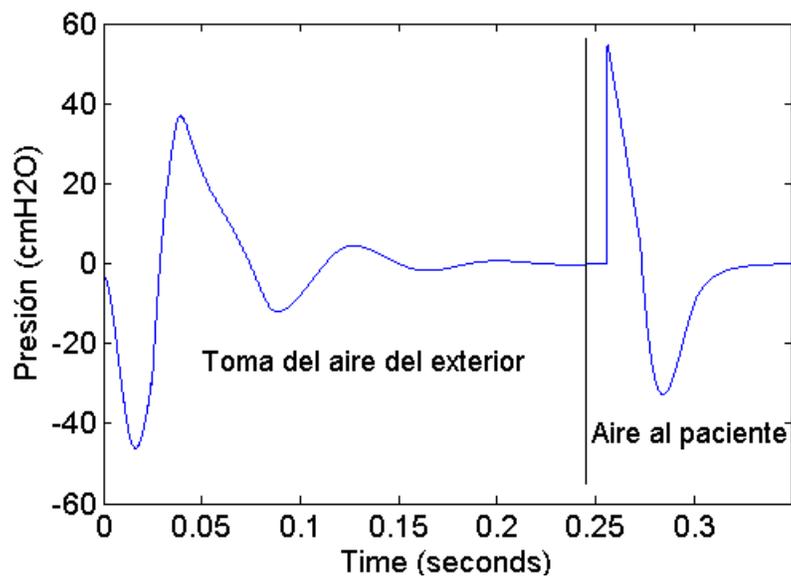


Figura 73. Paciente adulto (Máx 60cmH₂O)
Fuente: Elaboración propia

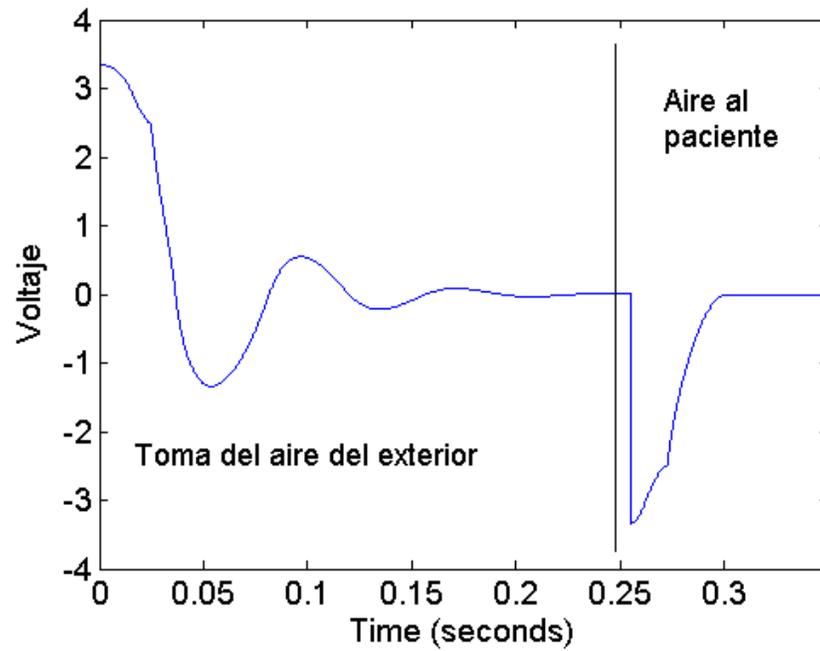


Figura 74. Voltaje del motor - Paciente adulto
Fuente: Elaboración propia

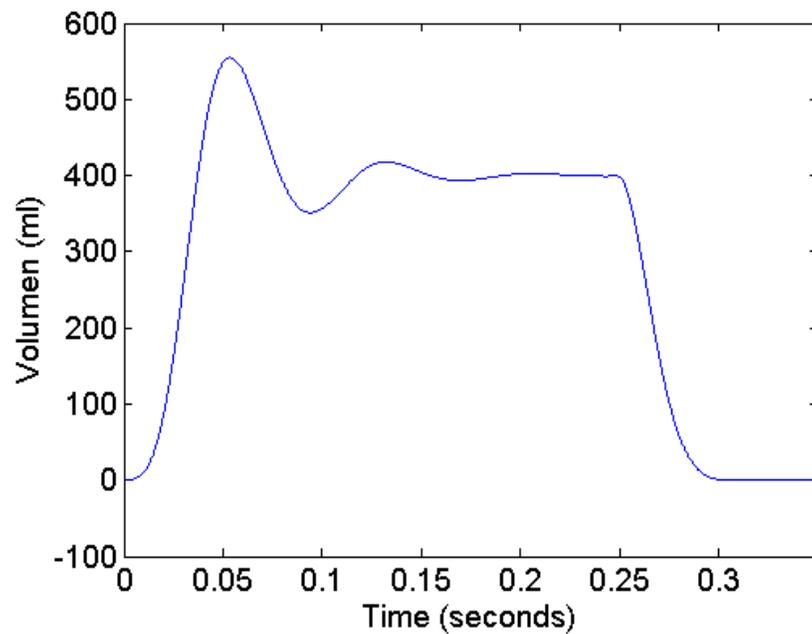


Figura 75. Volumen paciente pediátrico (400ml)
Fuente: Elaboración propia

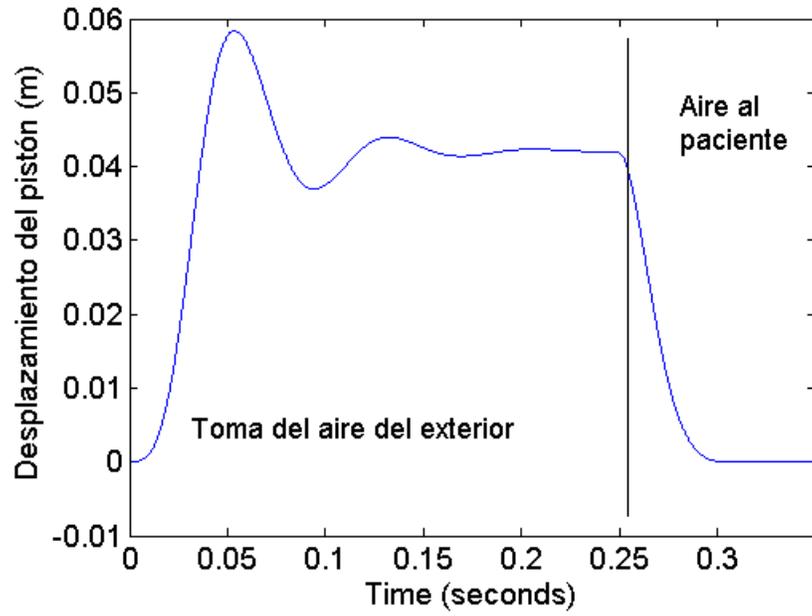


Figura 76. Desplazamiento del pistón en paciente pediátrico
Fuente: Elaboración propia

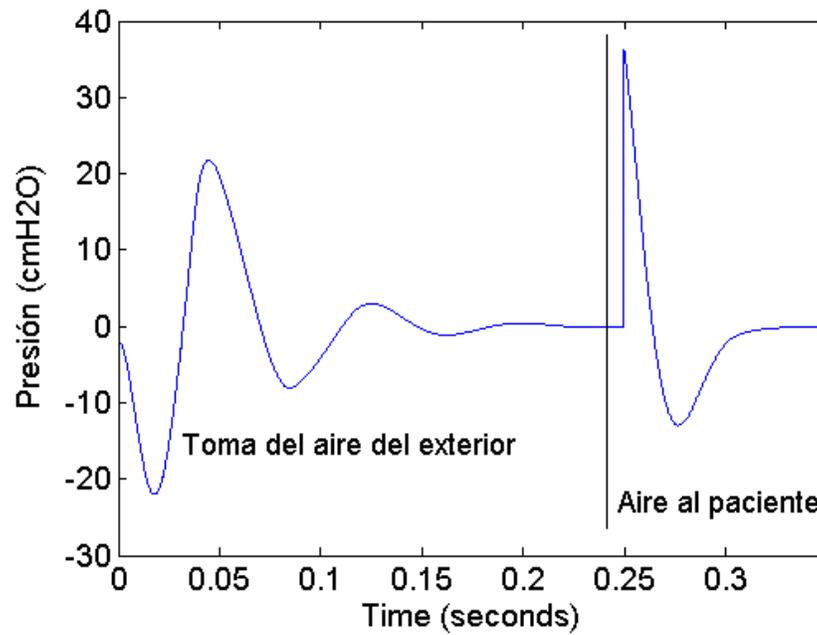


Figura 77. Paciente pediátrico (Máx 40cmH2O)
Fuente: Elaboración propia

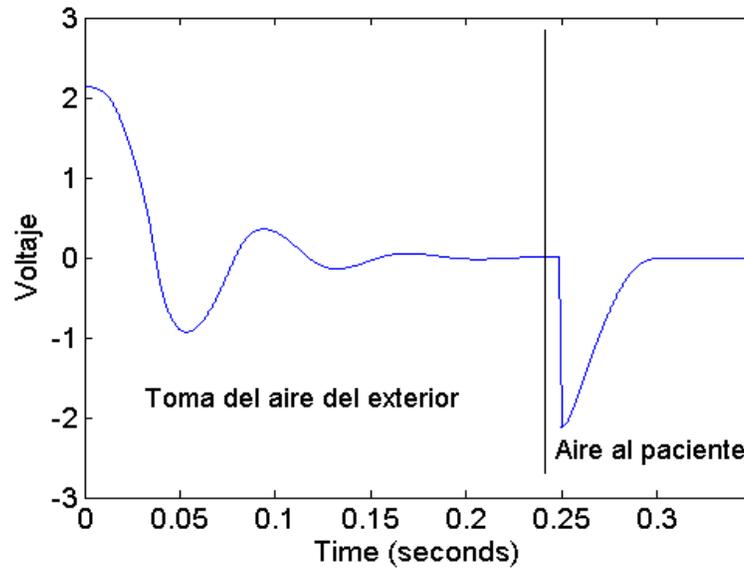


Figura 78. Voltaje del motor - Paciente pediátrico
Fuente: Elaboración propia

El desempeño de la curva de presión en cada paciente es diferente entre la toma del aire del exterior y el aire hacia el paciente esto debido a la posición del ángulo de giro.

Donde la presión dependerá de entre otras variables de la aceleración del pistón.

$$a = R\omega^2 (\cos \theta + 2\lambda \cos^2 \theta - \lambda)$$

$$P = \frac{F_T}{A_p}$$

$$F_T = F - f$$

$$f = u_k N$$

$$f = u_k F_{i4}$$

$$F_{i4} = m_B \ddot{x} \tan \beta$$

P: Presión

F_T : Fuerza total que actúa sobre el pistón

A_p : Área del pistón

f: Fricción

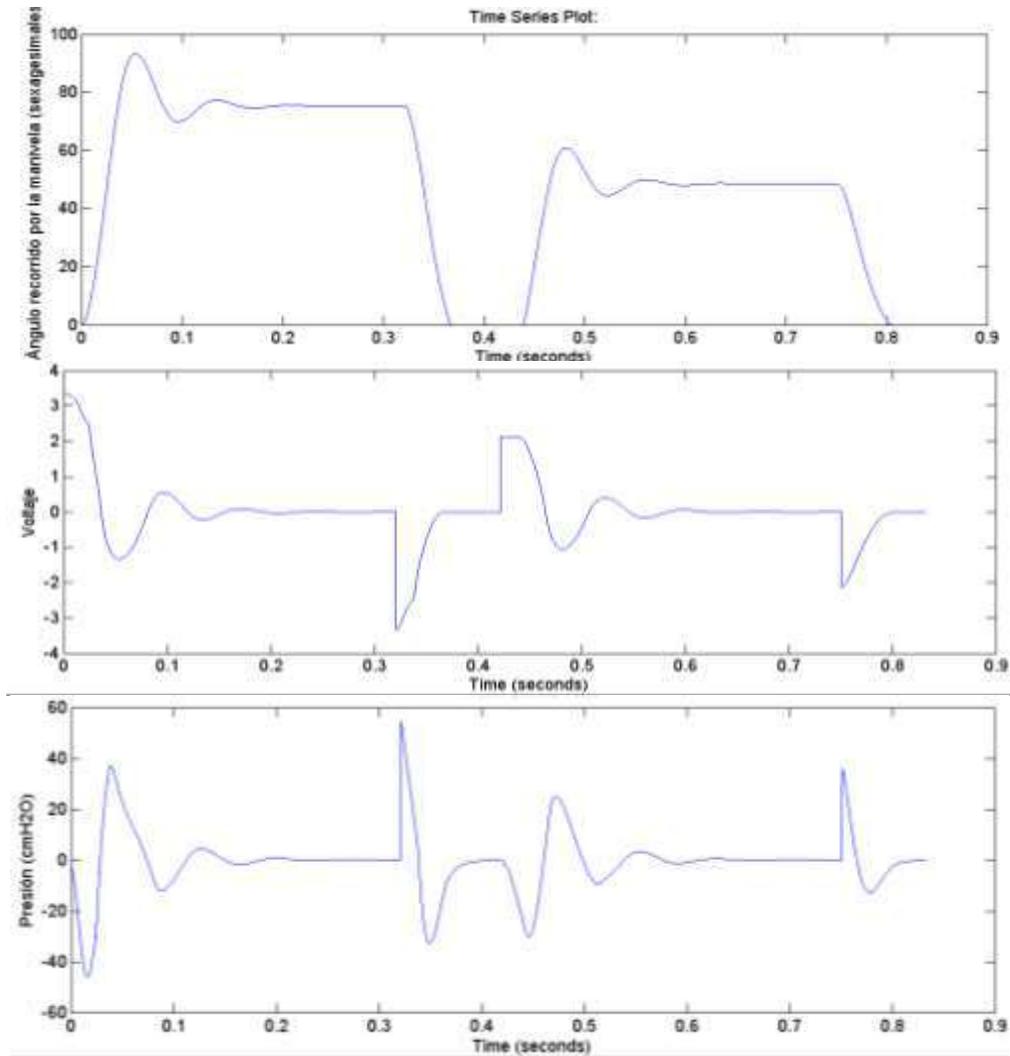


Figura 79: Ángulo - voltaje – presión
Fuente: Elaboración propia

La imagen muestra los resultados al ingresar 800 y 400 ml de volumen.

El primer gráfico es el comportamiento del ángulo girado por el motor en grados sexagesimales, se observa a continuación su relación con el comportamiento del voltaje del motor, el cual se invierte para generar el cambio del sentido de giro del motor y por ende el desplazamiento del pistón, que al llegar a su posición deseada el voltaje se vuelve cero.

La relación del ángulo con la presión, es según la posición de éste, en cuanto mayor sea la posición angular la presión será mayor, esto se ve al momento en que se le da aire al paciente (donde el volumen va de más a menos), mientras que en el movimiento que hace el pistón para la toma del aire del exterior empieza en un ángulo de 0° .

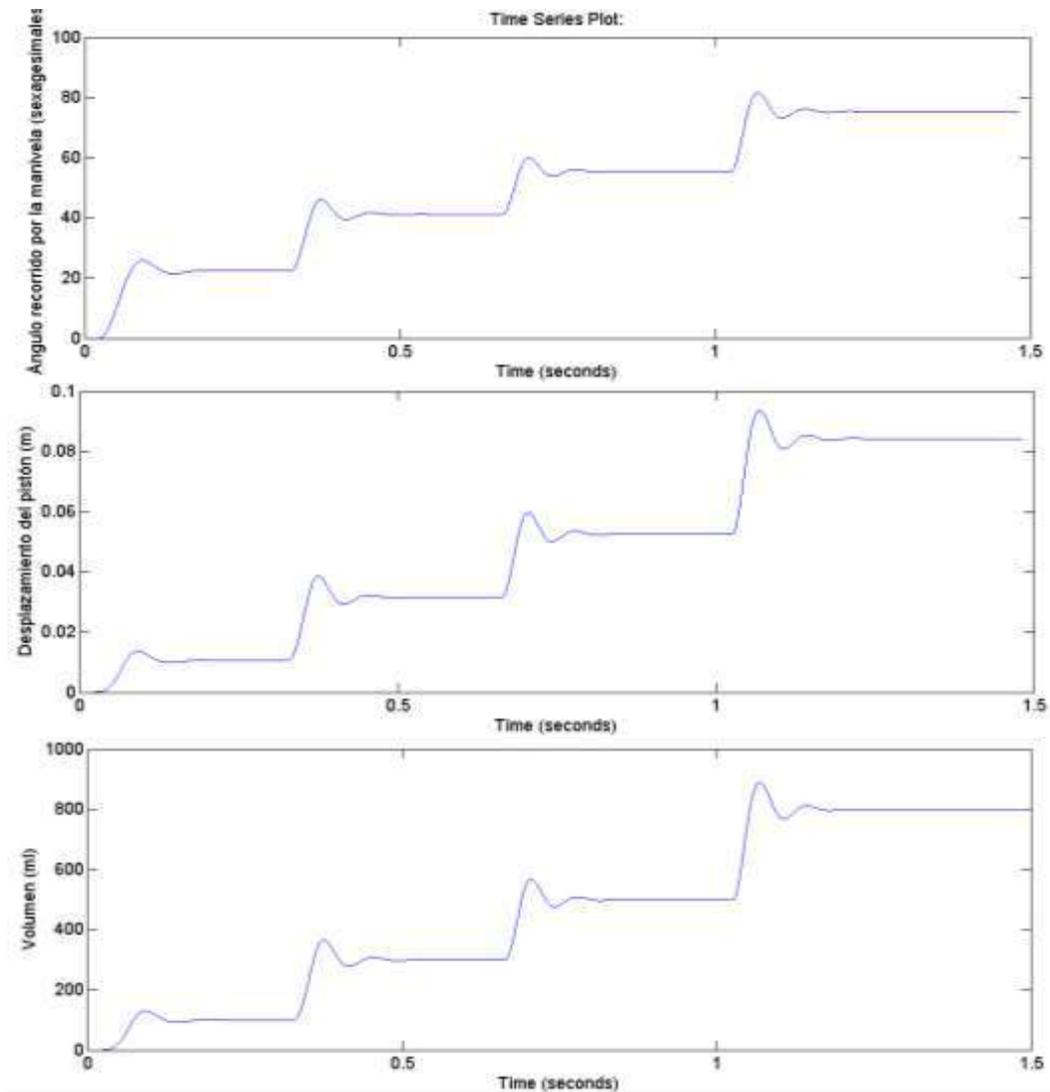


Figura 80. Ángulo- desplazamiento- volumen
Fuente: Elaboración propia

El movimiento que describe nuestro mecanismo es una transformación de movimiento circular a un movimiento lineal, en donde el desplazamiento lineal del pistón dependerá del ángulo girado por el motor. Nuestro motor está limitado su movimiento de 0-180 grados, ya que al alcanzar el máximo ángulo nos dará el máximo volumen permitido (toma del aire del exterior) y al invertir el giro completa el movimiento para la ventilación del paciente. El volumen dependerá del desplazamiento del pistón y su área.

4.2.Propuesta de implementación

Para un primer prototipo se propone los siguientes elementos electrónicos, que son de bajo costo en el mercado.

Tabla 13. Compones electrónicos¹

Elemento	Precio
Arduino Mini Mega	S/. 20
Motor 28BYJ-48	S/. 20
Motor DC-2842-012c	S/. 50

Fuente: Elaboración propia

Estos componentes serán la parte principal del funcionamiento del mecanismo, acompañadas de otros que lo complementarán, como por ejemplo algunos drivers, circuitos de potencia, reguladores de voltaje, que son de bajo costo.

Para la construcción de las piezas del mecanismo manivela-biela- pistón, se propone el material de polipropileno. Esta parte de la implementación puede resultar un poco complicada y de mayor presupuesto debido a la cantidad y complejidad de algunas piezas. Pero contamos con las características del material que es de bajo costo y fácil de moldear, como por ejemplo con la técnica de inyección.

Para el empaque se puede utilizar el mismo material o puede considerarse otros que sean de menor costo o más factibles, pero que no vuelva al equipo pesado, y que proteja a los componentes que van en su interior.

Una vez terminado se puede hacer las mediciones con diferentes equipos, como por ejemplo un analizador de Flujo / Ventilador mecánico de la marca Fluke Biomedical, que permite medir el volumen tidal, presiones, y otros parámetros de ventiladores mecánicos, que en este caso podemos analizar en nuestro mecanismo.



Figura 81. Analizador de flujo de ventiladores VT305
Fuente: <http://www.celyontecnica.es/productos/110/vt305>

¹ Los precios son una referencia de páginas de venta de internet

Además se podría unir a este un simulador de pulmón que presenta valores de compliancia y resistencia.



Figura 82. Pulmón de ensayo portátil Accu Lung II

Fuente: <http://www.celyontecnica.es/productos/111/accu-lung-ii>

La diferencia principal de esta propuesta con los equipos que se encuentran en el mercado, es que su funcionamiento no sea limitado al uso de un tanque de oxígeno, por lo contrario que mantenga la característica principal de los resucitadores manuales, que su fuente es el aire ambiente, además de la ventaja de ser automatizado. Después de un análisis del funcionamiento del mecanismo bajo un controlador, obtenemos una propuesta para mejorar la técnica de ventilación.

Conclusiones

- La propuesta que se diseñó terminó cumpliendo los objetivos de lograr un equipo de fácil traslado y que realice las funciones de un ventilador manual.
- Al realizar las simulaciones del mecanismo se logró obtener buenos resultados para la ventilación de paciente adulto y pediátrico, sin embrago para paciente neonatal, no se obtuvo buenos resultados al momento de ver el comportamiento del voltaje del motor, éste era demasiado bajo, por tanto no produciría movimiento alguno en el motor.
- Según las normas cada ventilación debe durar 1 segundo (0.5s para la toma de aire y dar aire al paciente), esto hace que el comportamiento del sistema sea lento, para lograrlo se podría colocar reductores en el motor, o hacer una modulación por ancho de pulso a la salida del controlador para reducir la velocidad o cambiar las dimensiones del mecanismo. Ésta última opción requerirá de un análisis del mismo, ya que se deben tomar en cuenta las reglas de comportamiento de la biela-manivela-pistón, y que éste no debe tener gran tamaño.

- El controlador difuso que se diseñó muestra resultados aceptables para el control del volumen y los márgenes de presión, cumpliendo con los parámetros establecidos por normas técnicas de los resucitadores.
- Los materiales con los que se puede implementar el mecanismo, tienen precios bajos en el mercado. No se ha realizado un estudio económico a detalle para realizar la comparación de precios con los productos en el mercado (resucitadores manuales u automatizados), pero la ventaja de este mecanismo radica en su modo de funcionamiento.
- El principal logro de este prototipo es que su funcionamiento no estará restringido al uso de un tanque de oxígeno, que muchas veces hace falta en las zonas rurales, diferenciándolo de los equipos de resucitadores automatizados que se encuentran en el mercado.
- La automatización que se logró es parte fundamental de este proyecto, ya que cambia por completo la técnica, y facilita la atención médica. Cumpliendo de esta manera uno de los objetivos planteados, abarcando no solo el campo de primeros auxilios (RCP), sino también obteniendo un equipo que pueda ser usado como un ventilador de espera en hospitales.
- Este tipo de ventilación al funcionar bajo un control de volumen, puede mantenerse por largo tiempo sin ocasionar daños al paciente, teniendo en cuenta que este equipo no brinda un soporte tan completo como el de un ventilador mecánico.
- Es de gran ayuda en los establecimientos de salud que se encuentran en zonas lejanas, donde la cantidad de personal es escaso, ya que permite que la ventilación del paciente sea automática, dando la ventaja al personal de salud que cubra otras necesidades del paciente.

Bibliografía

1. Armando Carlos Franco de Godoy, Falla en el Funcionamiento del Resucitador Manual Auto inflable Debido a la Presencia de Secreciones Pulmonares Resecadas
2. Harold. H. Osborn, MD, David Kayenj Howard Horne, Ba Walter Bray, Excess Ventilation with Oxygen – powered Resuscitators
3. Boc Healthcare, The OXYLATOR Resuscitator Range, www.BOCOnline.ie
4. GERRIT J. NOORDERGRAAF, MD,* PETER J. VAN DUN, RN,* MARCEL P. SCHORS, RN,*
WIM DE JONG, PHD,* AND ABRAHAM NOORDERGRAAF, PHD†, Efficacy and Safety in Patients on a Resuscitator, Oxylator EM-100, in Comparison With a Bag–Valve Device
5. Ambu Ideas that work for life, Ambu Matic con Monitor de Ventilación, www.ambu.com
6. Thomas E. Terndrup, MD,*† Richard A. Cherry, MS, NREMT-PJ John. McCabe, Comparison Of Ventilation Performance: Standard Resuscitation Bag And The Resuscitation Bag Controller, *Department of Critical Care, TEmergency Medicine and Pediatrics, and *Paramedic Education, State University of New York Health Science Center at Syracuse
7. Horst G. Wagner-Berger, Volker Wenzel a, Angelika Stallinger , Wolfgang G. Voelckel , Klaus Rheinberger a, Sven Augenstein a, Holger Herff , Ahamed H. Idris b, Volker Dorges , Karl H. Lindner , Christoph Hormann, Optimizing bag-valve-mask ventilation with a new mouth-to-bag resuscitator
8. Proyectos Ganadores de Ideas Audaces Una pequeña ayuda para el primer aliento, Pág. 6
9. Proyectos Ganadores de Ideas Audaces, Reanimador de Uso Fácil, Pág. 1
10. Armes Ramchandani, Mosegue Moreno Rosario, Galloway Hdez Miriam, Ventilación mecánica: Conocimientos básicos
11. Dra. Falcón Hernández Arelys, Dr. Navarro Machado Víctor Rene, Vía aérea y ventilación, Capítulo 2
12. Ventilación mecánica, disponible en la URL:
<http://www.fundaciondelcorazon.com/tratamientos/ventilacion-mecanica.html>
13. Ambu Ideas that work for life, La Bolsa Ambu Original, www.ambu.es
14. Hospital general Universitario Gregorio, Ventilación asistida con resucitador manual y mascarilla Código: PD-GEN-10
15. Disponible en la URL: http://.hospitalcruces.com/doc/generales/proto/Cap_ventilacion.pdf, pág. 1-4
16. Manuel Ige Afuso1 , Jenner Chumacero Ortiz, Manteniendo la permeabilidad de la vía aérea, Acta Med Per 27(4) 2010

17. American Heart Association, Guidelines 2015 RCP & ECG, Aspectos destacados de la actualización de las Guías de la AHA para RCP y ACE de 2015, pág. 8,20,25
18. Principios de urgencia, Emergencias y Cuidados Críticos, Capítulo 12. 6. Soporte vital en Pediatría, Disponible en: <http://tratado.uninet.edu/c120606.html>
19. Dr. Joan Marco Ventilación en niños, lactantes y neonatos, Disponible en la URL: http://files.sld.cu/anestesiologia/files/2012/06/ventilacion_en_ninos_lactantes_y_neonatos.pdf
20. Ambu Ideas that work for life , Ambu Resucitadores Silicona Oval Plus, Vo II, 07/2016
21. Andrés Felipe López Orozco, Juan Miguel Aricapa Quiceno, Implementación de un sistema de adquisición de datos para el análisis cinemático en un mecanismo plano, Universidad Tecnológica De Pereira, Facultad De Tecnologías, Escuela De Tecnología Mecánica Pereira, 2015
22. Ringegni Pablo L. , Mecanismos y elementos de máquinas – mecanismos y sistemas de aeronaves, Universidad Nacional de la Plata, Facultad de ingeniería, Área departamental de aeronáutica, La Plata 2014
23. Parámetros cinéticos de un sistema pistón-biela-cigüeñal, 23-12-12, pág. 1-4
24. Ramírez Gutiérrez Ricardo Romero, Comportamiento termodinámico de un grupo diésel generador convertido para uso exclusivo de gas natural, Universidad Nacional de Ingeniería, Facultad de Ingeniería Mecánica, 2012, pág. 49-50, 53-55
25. Paúl Santiago Hernández Guerrero Alejandro Rodas Zambrano, “Diseño y construcción de un prototipo de motor recíprocante didáctico para analizar fuerzas y momentos de sacudimiento en motores de 4 cilindros en V, variando el ángulo de la V”, Escuela politécnica del ejército facultad de ingeniería mecánica, Sangolquí, 2006 – 12, pag 55-59
26. Jiménez D. Quirino, Capítulo II Modelos Matemáticos Dinámicos, Control I, pag 12-15
27. Monasterio Huelin Félix, Motor DC, etapa de potencia y PWM, 6 de febrero de 2016, pag 22
28. Theodore Wildi, Máquinas eléctricas y sistemas de potencia, sexta edición, pag 55
29. Plasticbages Industrial, S.L. Disponible en la URL: <http://www.plasticbages.com/indexesp.html>
30. Recorrido del pistón disponible en URL: <http://www.piratamotor.com/art%C3%ADculos-t%C3%A9cnicos/velocidad-y-aceleraci%C3%B3n-del-pist%C3%B3n.html>
31. El mecanismo biela-manivela y la distribución. Disponible en la URL: <http://www.pro-1performance.com/articulostecnicos/articulotecnico3.htm>
32. Lógica difusa y sistemas de control, Capítulo I, Disponible en : http://www.biblioteca.udep.edu.pe/bibvirudep/tesis/pdf/1_185_184_133_1746.pdf
33. Marco Antonio Pérez Cisneros, James Vernon, Sistemas de Lógica Difusa, División de Electrónica y Computación, CUCEI, Universidad de Guadalajara, México, Consultor “Control Systems Principles”

Anexo A
Códigos de programación

Anexo A-1 Código de programación del sistema

```

clear all;
close all;
%%%PARÁMETROS DEL MECANISMO
r=0.0789; %manivela (m)
bl=0.3156;%biela larga(m)
bc=0.144;%biela corta(m)
la=r/bc;
lamb=r/bl;
D=0.11; %(m) %Diámetro cilindro
Ap=pi*(D/2)^2; %%Área del pistón
w=112 %%% Velocidad del motor (rad/s)
m = 0:5:350; %%Ángulos que se desean que recorra el mecanismo
for i=0:70
    h=i*5*pi/180; %% Conversión a sexagesimal
    %%Ecuaciones para biela larga
    distancia_biela_larga(i+1)=r+bl-((r*cos(h))+((bl^2)-
((r^2)*(sin(h)^2)))^(1/2)));
    velocidad_biela_larga(i+1)=w*r*(sin(h)+(lamb*sin(h)*cos(h)));
    aceleración_biela_larga(i+1)=r*w^2*(cos(h)+(2*lamb*cos(h)^2)-
lamb);
    volumen_biela_larga(i+1)=[r+bl-((r*cos(h))+((bl^2)-
((r^2)*(sin(h)^2)))^(1/2))];

    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    %%Ecuaciones para biela corta
    distancia_biela_corta(i+1)=r+bc-((r*cos(h))+((bc^2)-
((r^2)*(sin(h)^2)))^(1/2)));
    velocidad_biela_corta(i+1)=w*r*(sin(h)+(la*sin(h)*cos(h)));
    aceleración_biela_corta(i+1)=r*w^2*(cos(h)+(2*la*cos(h)^2)-la);
    volumen_biela_corta(i+1)=[r+bc-((r*cos(h))+((bc^2)-
((r^2)*(sin(h)^2)))^(1/2))];

end

```

Anexo A-2 Código de programación de parámetros del sistema

```

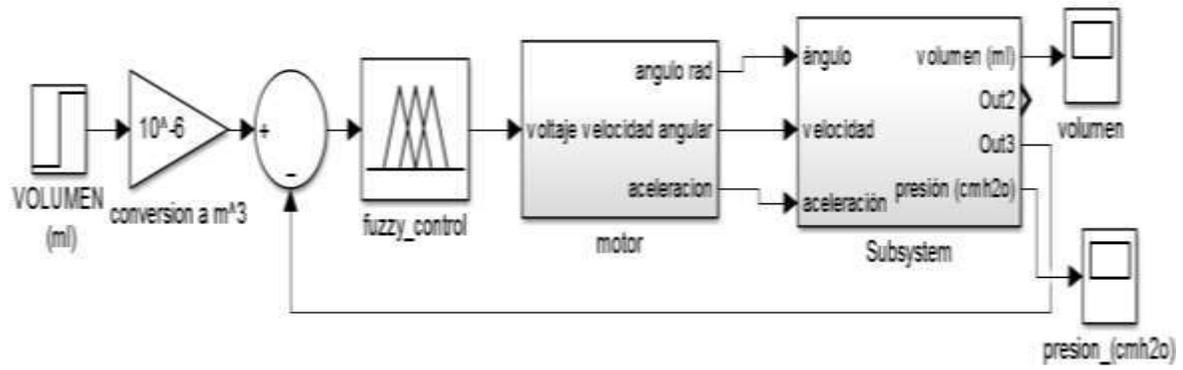
%%%Parámetros del motor
R=5.3;
J=1.4*10^-6;
L=5.8e-4;
B=9.3e-5;
m=1.5e-2;
e=1.1e-4;
Kb=2.2e-2;
Km=2.2e-2;
Kn=45.55;
Tc=0.001;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% carga del motor%
d=0.1578;%diámetro de la carga_disco_manivela (m)
r1=d/2
bc=0.144;%longitud de la biela corta
n=0.73;%eficiencia del reductor (%)
ry=1/25;%factor de reducción
mb=0.01727 %masa de la biela (Kg)
mreductor=0.071;%masa del reductor (Kg)
mdisco=0.18376; %%masa disco_manivela (Kg)
M=mdisco+mreductor;
Jl1=(1/8)*M*d^2; %%%Momento de inercia_disco_manivela
r2=bc-(d/2)
Jl2=(mb*((r1)^2+(r2^2)+((r1^2)*(r2^2))))/3 %%moemento de
inercia_biela
Jl=Jl1+Jl2; %% momento de inercia final
Jeff=J+(ry^2*Jl/n); %%carga del motor
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%
%%Datos mecanismo
r=0.04;%radio manivela (m)
l=0.144;%biela (m)
D=0.11;%diámetro del cilindro(m)
Ap=pi*(D/2)^2;
Ap=pi*(D/2)^2;
un=0.4;%coeficiente de fricción de propileno
mp=0.19305; %%masa del pistón(Kg)

```

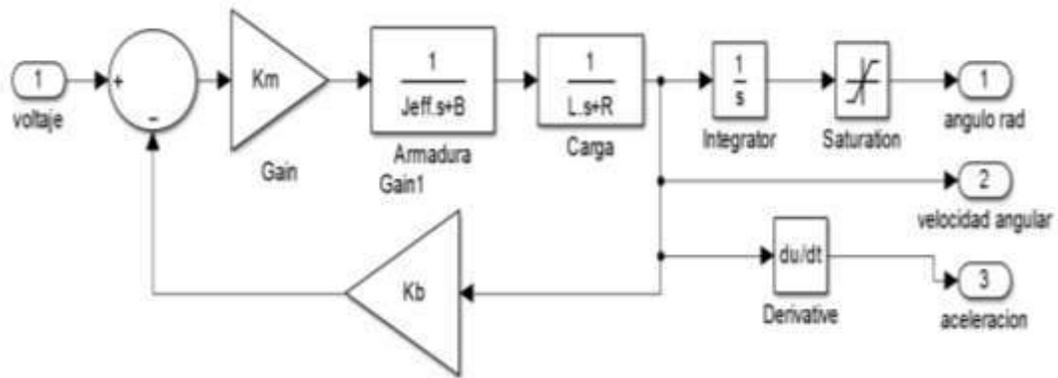

Anexo B

Bloques de diagramas del sistema

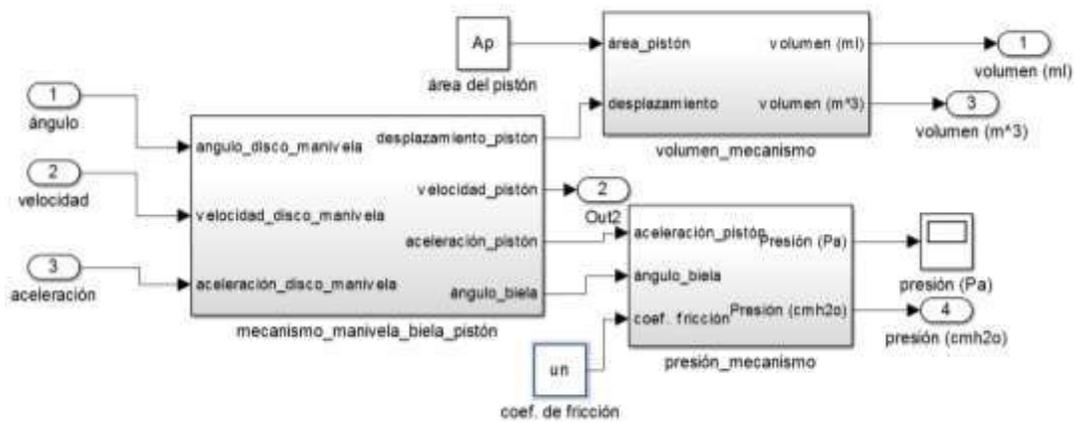
Anexo B-1 Bloque del sistema



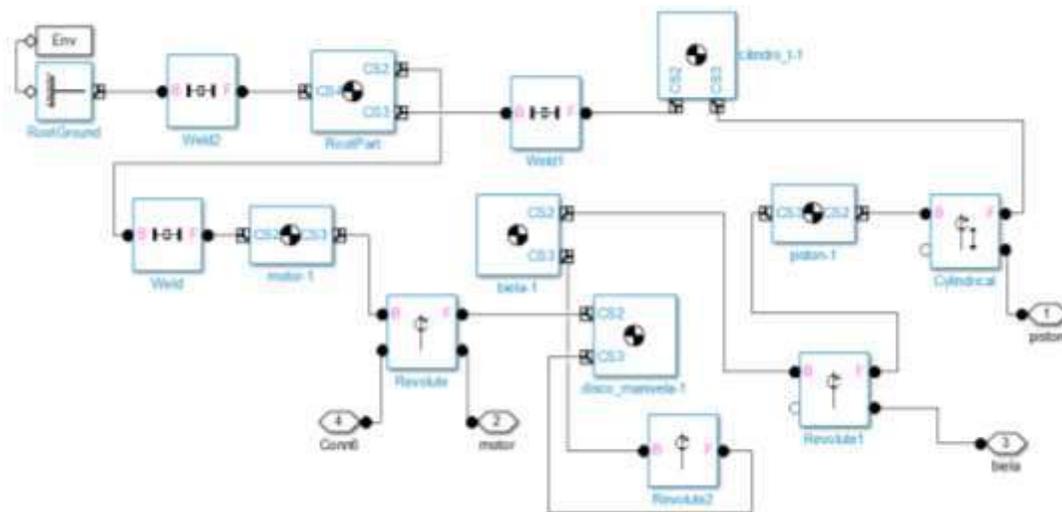
Anexo B-2 Bloque del motor



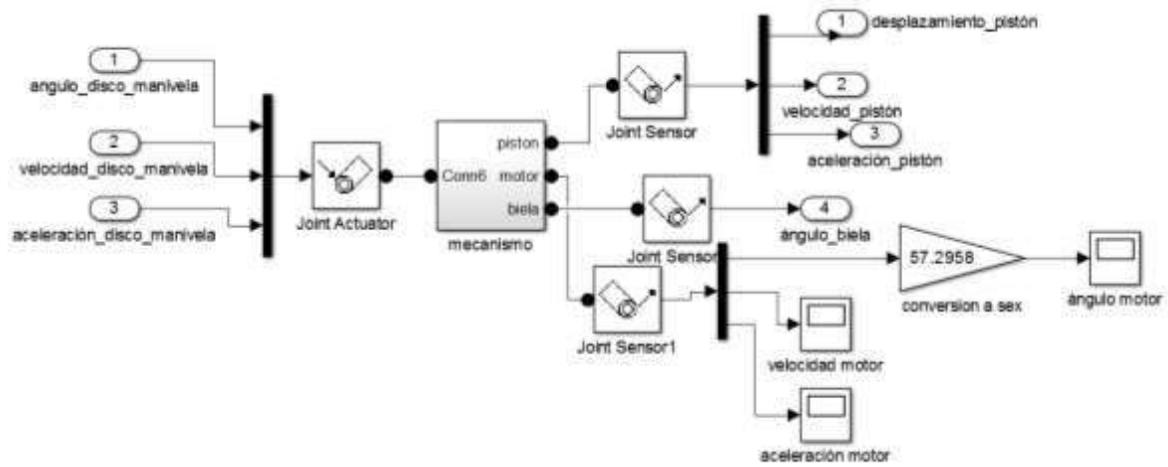
Anexo B-3 Bloque del mecanismo manivela biela pistón



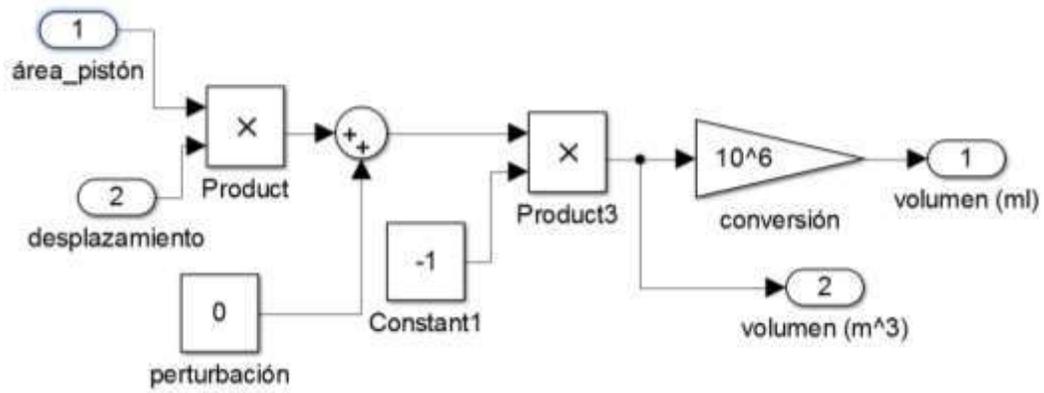
Anexo B-4 Bloque simmechanics del mecanismo manivela biela pistón



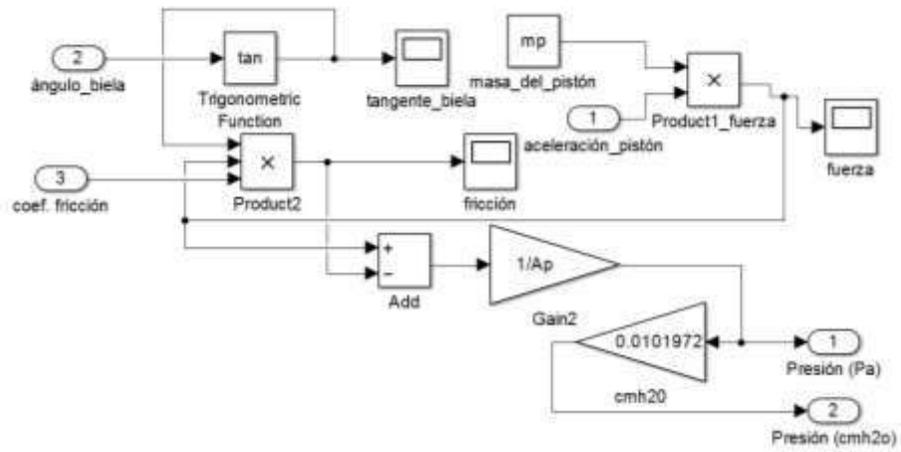
Anexo B-5 Bloque de actuadores y sensores en el mecanismo



Anexo B-6 Bloque de obtencion de volumen



Anexo B-7 Bloque de fuerzas que actúan en el mecanismo



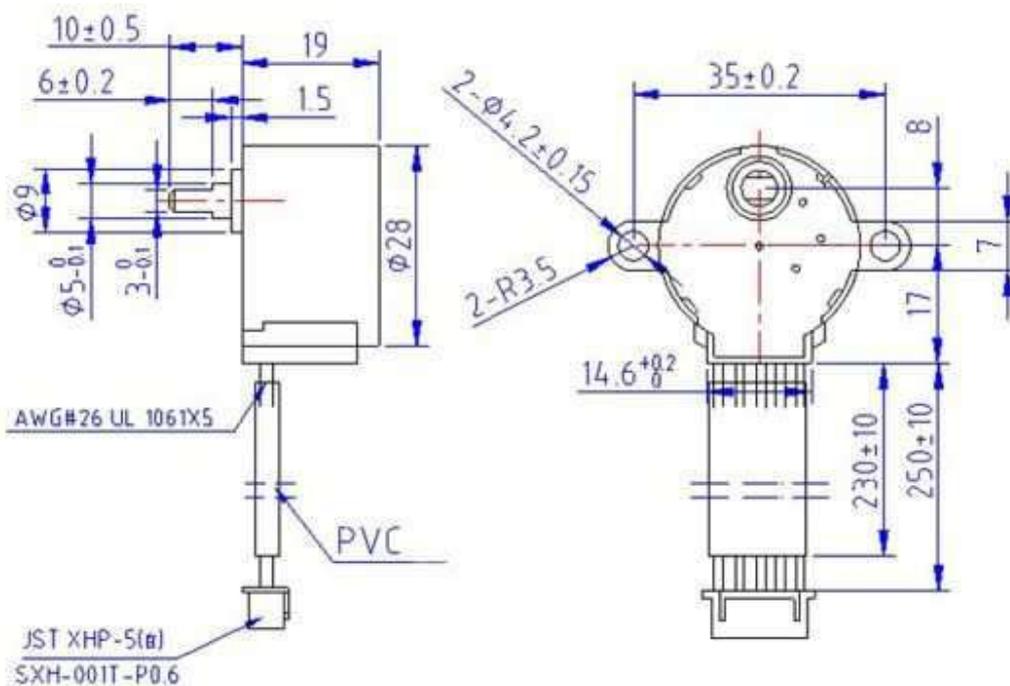
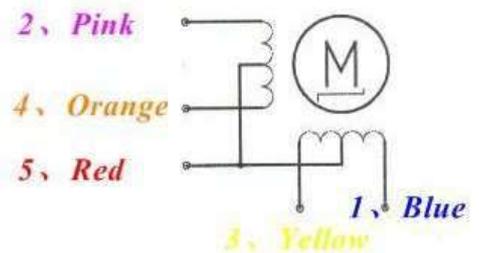
Anexo C
Fichas técnicas de los motores

28BYJ-48 – 5V Stepper Motor

The 28BYJ-48 is a small stepper motor suitable for a large range of applications.



Rated voltage :	5VDC
Number of Phase	4
Speed Variation Ratio	1/64
Stride Angle	5.625°/64
Frequency	100Hz
DC resistance	50Ω±7%(25°C)
Idle In-traction Frequency	> 600Hz
Idle Out-traction Frequency	> 1000Hz
In-traction Torque	>34.3mN.m(120Hz)
Self-positioning Torque	>34.3mN.m
Friction torque	600-1200 gf.cm
Pull in torque	300 gf.cm
Insulated resistance	>10MΩ(500V)
Insulated electricity power	600VAC/1mA/1s
Insulation grade	A
Rise in Temperature	<40K(120Hz)
Noise	<35dB(120Hz, No load, 10cm)
Model	28BYJ-48 – 5V



CARACTERÍSTICAS DEL MOTOR DC DE MINIMOTOR.

- MOTOR DC, 2842-012C
- REDUCTOR, 38/3 18,2:1
- ENCODER, HEDS 5540 A



DC-Micromotors

Type 2842 ... C

Graphite Commutation

Gearheads
Encoders

Type 23/1, 30/1, 38/1, 38/2, 38/3

Type 20/21B, 03A, 03B, 10/09B

10/09BP, HEDS

Type 2842

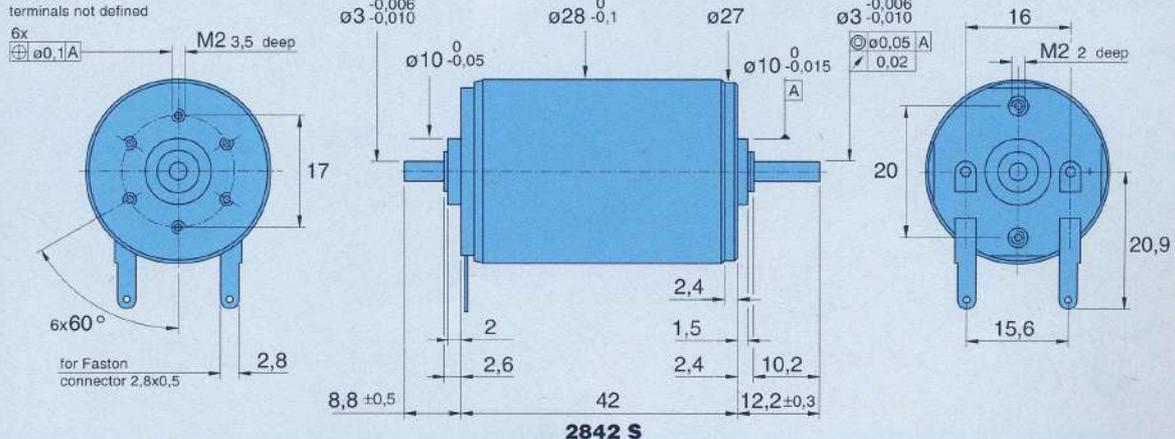
DC-Motor-Tacho Combinations

Motor type	2842 S	006 C	012 C	024 C	028 C	036 C	
1. Nominal voltage	U_N	6	12	24	28	36	Volt
2. Terminal resistance	R	1,6	5,3	21,0	28,5	46,0	Ω
3. Output power	$P_{2 \text{ max.}}$	5,33	6,50	6,56	6,57	6,74	W
4. Efficiency	$\eta_{\text{ max.}}$	72	74	74	74	74	%
5. No-load speed	n_o	5 100	5 100	5 000	5 100	5 200	rpm
6. No-load current (with shaft \varnothing 3,0 mm)	I_o	0,100	0,050	0,025	0,022	0,017	A
7. Starting voltage, typical	U_a	200	300	500	600	800	mV
8. Stall torque	M_H	39,9	48,6	50,1	49,3	49,5	mNm
9. Friction torque	M_R	1,10	1,10	1,10	1,10	1,10	mNm
10. Speed constant	k_n	873	435	213	186	148	rpm/V
11. Back-EMF constant	k_E	1,150	2,300	4,700	5,370	6,770	mV/rpm
12. Torque constant	k_M	10,90	22,00	44,80	51,30	64,70	mNm/A
13. Current constant	k_i	0,091	0,046	0,022	0,020	0,015	A/mNm
14. Slope of n-M curve	$\Delta n / \Delta M$	128	105	100	103	105	rpm/mNm
15. Rotor inductance	L	145	580	2 500	3 200	5 000	μH
16. Mechanical time constant	τ_m	13	15	15	15	15	ms
17. Rotor inertia	J	9,7	14,0	14,0	14,0	14,0	gcm^2
18. Angular acceleration	$\alpha_{\text{ max.}}$	41	36	35	36	36	$\cdot 10^3 \text{ rad/s}^2$
19. Thermal resistance	$R_{\text{th 1}} / R_{\text{th 2}}$	2 / 16					K/W
20. Thermal time constant	τ_{w1} / τ_{w2}	8 / 831					s
21. Operating temperature range		- 30 ... + 125					$^{\circ}\text{C}$
- motor		- 30 ... + 125					$^{\circ}\text{C}$
- rotor, max. permissible		+ 125					$^{\circ}\text{C}$
22. Commutation		copper - graphite					
23. Shaft bearings		ball bearings, preloaded					
24. Shaft load max.							
- shaft diameter		3,0					mm
- radial at 3000 rpm (3 mm from bearing)		20					N
- axial at 3000 rpm		2					N
- axial at standstill		20					N
25. Shaft play							
- radial	\leq	0,015					mm
- axial		0					mm
26. Magnet material		AlNiCo					
27. Housing material		steel, galvanic zinc plated and passivated					
28. Weight		132					g
29. Direction of rotation		viewed from the front face, positive voltage on + terminal gives clockwise rotation					

Recommended values for continuous operation

30. Speed up to	$n_e \text{ max.}$	5 000	5 000	5 000	5 000	5 000	rpm
31. Torque up to	$M_e \text{ max.}$	20	20	20	20	20	mNm
32. Current up to (thermal limits)	$I_e \text{ max.}$	1,600	0,880	0,440	0,380	0,300	A

Position of motor terminals not defined



Spur Gearheads

Type 38/3

Sleeve bearings

DC-Micromotors

Brushless DC-Servomotors
DC-Motor-Tacho Combinations

Type 2224, 2230, 2233
2338, 2342, 2842
Type 2444
Type 2251, 2356, 2342, 2842

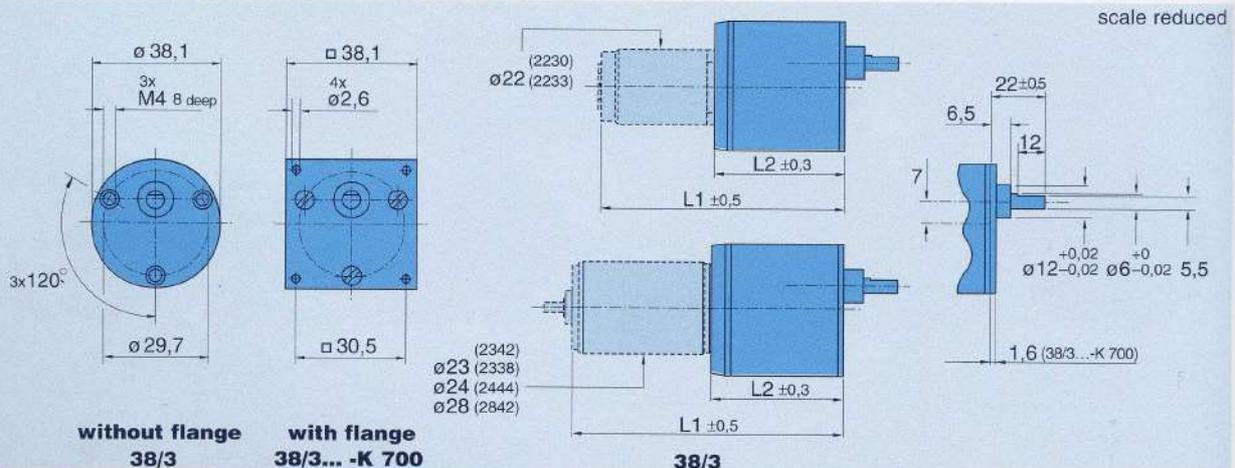
Gearhead type	38/3
Housing material/mounting face	plastic/steel
Geartrain material	steel ¹⁾
Recommended max. input speed for continuous operation	5000 rpm
Backlash, typical, at no-load	≤ 2°
Bearings on output shaft	sintered sleeve bearings
Shaft load, max.	
- radial (15 mm from mounting face)	≤ 50 N
- axial	≤ 30 N
Shaft push on pressure, max. (with rear plate supported)	≤ 500 N
Shaft play	
- radial (on bearing output)	≤ 0,2 mm
- axial	≤ 0,5 mm
Operating temperature range	- 15° ... + 65° C

Specifications

reduction ratio (nominal)	weight without motor g	length without motor		length with motor					output torque		direction of rotation (reversible)	efficiency %
		2230 U L2 mm	2338 S 2444 S 2842 S L2 mm	2230 U L1 mm	2233 U L1 mm	2338 S L1 mm	2444 S L1 mm	2342 S 2842 S L1 mm	continuous operation M max. mNm	intermittent operation M max. mNm		
5,42:1	66	19,3	23,8	49,3	52,1	61,4	67,8	65,8	75	2 000	=	81
10,3 :1	71	19,3	23,8	49,3	52,1	61,4	67,8	65,8	150	2 000	≠	73
18,2 :1	71	19,3	23,8	49,3	52,1	61,4	67,8	65,8	225	2 000	≠	73
34,7 :1	79	25,3	29,8	55,3	58,1	67,4	73,8	71,8	325	2 000	=	66
61,1 :1	79	25,3	29,8	55,3	58,1	67,4	73,8	71,8	450	2 000	=	66
116 :1	85	25,3	29,8	55,3	58,1	67,4	73,8	71,8	600	2 000	≠	59
205 :1	85	25,3	29,8	55,3	58,1	67,4	73,8	71,8	800	2 000	≠	59
391 :1	92	28,4	32,9	58,4	61,2	70,5	76,9	74,9	1 000	2 000	=	53
689 :1	92	28,4	32,9	58,4	61,2	70,5	76,9	74,9	1 200	2 000	=	53
586 ²⁾ :1	94		32,9			70,5	76,9	74,9	1 000	2 000	≠	48
1 034 ²⁾ :1	94		32,9			70,5	76,9	74,9	1 200	2 000	≠	48

¹⁾ Gearheads with ratios ≥ 34,7:1 have a plastic input gearwheel.
Gearheads with ratios ≤ 18,2:1 have a steel input gearwheel.

²⁾ These ratios are available only with motor types 2338, 2444 and 2842.
Type 38/3...-K 700 with square flange has an additional weight of 17 g.



Encoders

Optical encoder

Type 5500, 5540

96 to 1024 Lines per revolution
2 or 3 Channels
Digital output

Encoder type		HEDS 5500	HEDS 5540	HEDM 5500	
Lines per revolution	N	96 - 512	100 - 512	1000 - 1024	
Signal output, square wave		2	2 + 1 index	2	channels
Supply voltage	V _{CC}	4,5 ... 5,5	4,5 ... 5,5	4,5 ... 5,5	V DC
Current consumption, typical (V _{CC} = 5 V DC)	I _{CC}	17	57	57	mA
Pulse width	P	180 ± 45	180 ± 45	180 ± 45	°e
Phase shift, channel A to B	φ	90 ± 20	90 ± 20	90 ± 20	°e
Logic state width	S	90 ± 45	90 ± 45	90 ± 45	°e
Cycle	C	360 ± 5,5	360 ± 5,5	360 ± 5,5	°e
Signal rise/fall time, typical	tr / tf	0,25 / 0,25	0,25 / 0,25	0,25 / 0,25	µs
Frequency range ¹⁾	f	up to 100	up to 100 ²⁾	up to 100	kHz
Inertia of code disc	J	0,6	0,6	0,6	gcm ²
Operating temperature range		-40 ... +100	-40 ... +100	-40 ... +70	°C

¹⁾ Velocity (rpm) = f (Hz) x 60/N

²⁾ HEDS 5540 requires pull-up resistors of 2,7 kΩ between pins 2, 3, 5 and 4 (V_{CC})

Ordering information

Encoder type	number of channels		lines per revolution	in combination with DC-Micromotors and DC-Motor-Tacho units
	5500	5540		
HEDS 5500 K	2	—	96	} type 2036, 2444, 3056, 3564 2230, 2233, 2251 2338, 2342, 2356 2842, 3042 3557, 3863
HEDS 5500 C	2	2 + 1	100	
HEDS 5500 D	2	—	192	
HEDS 5500 E	2	2 + 1	200	
HEDS 5500 F	2	2 + 1	256	
HEDS 5500 G	2	2 + 1	360	
HEDS 5500 H	2	2 + 1	400	
HEDS 5500 A	2	2 + 1	500	
HEDS 5500 I	2	2 + 1	512	
HEDM 5500 B	2	—	1000	
HEDM 5500 J	2	—	1024	

Interlocking connectors options: with extension cables 300 mm length;
- Part no. 5500.J01.1030 = 4 PTFE cables for HEDS 5500 and HEDM 5500
- Part no. 5500.J01.1031 = 5 PTFE cables for HEDS 5540

Line driver options: available for enhanced performance when used in noisy environments or required to drive long distances.

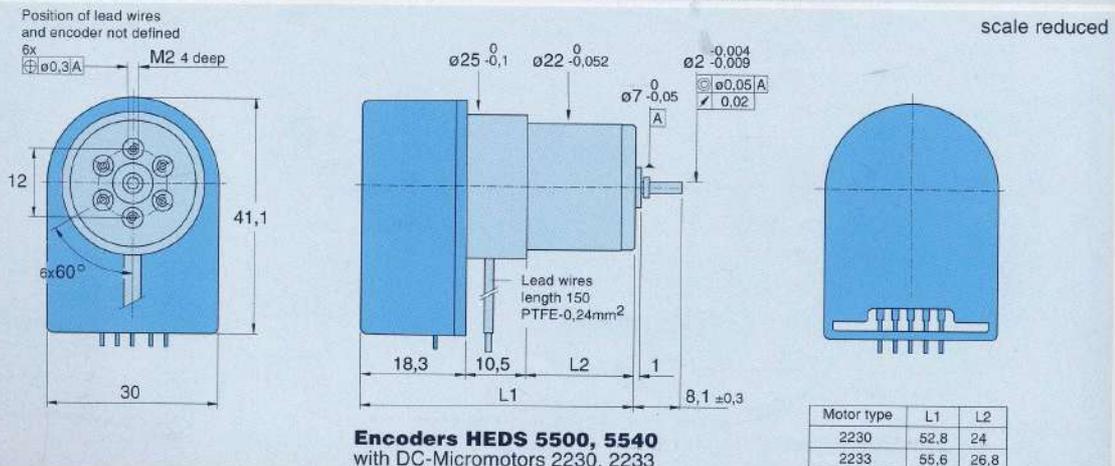
Features

These incremental shaft encoders in combination with the DC-Micromotors (System Faulhaber®) are designed for indication and control of both, shaft velocity and direction of rotation as well as for positioning.
A LED source and lens system transmits collimated light through a low inertia metal disc to give two channels with 90° phase shift.

The single 5 volt supply and the two or three channel digital output signals are interfaced with a 5-pin connector.

Ball bearings are recommended for continuous operation at low and high speeds and for elevated radial shaft load.

Details for the DC-Micromotors and suitable reduction gearheads are on separate catalogue pages.





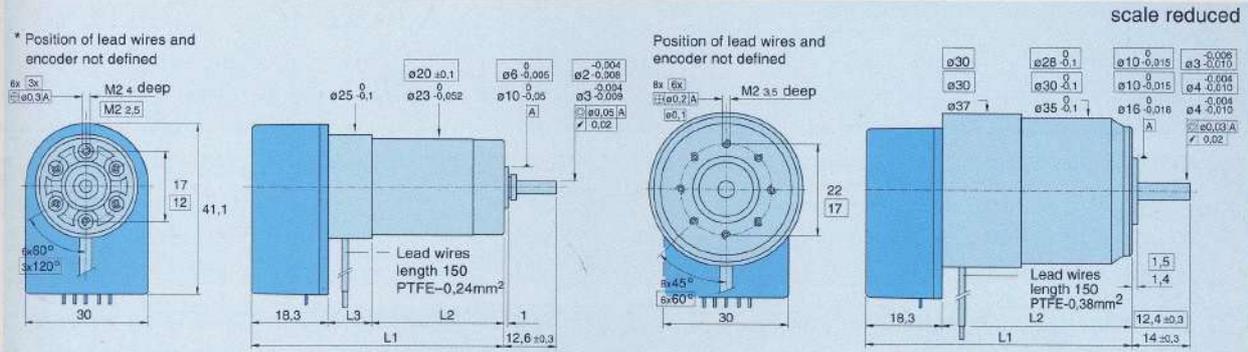
Encoders

Optical encoder

Type 5500, 5540

96 to 1024 Lines per revolution
2 or 3 Channels
Digital output

Dimensional drawings

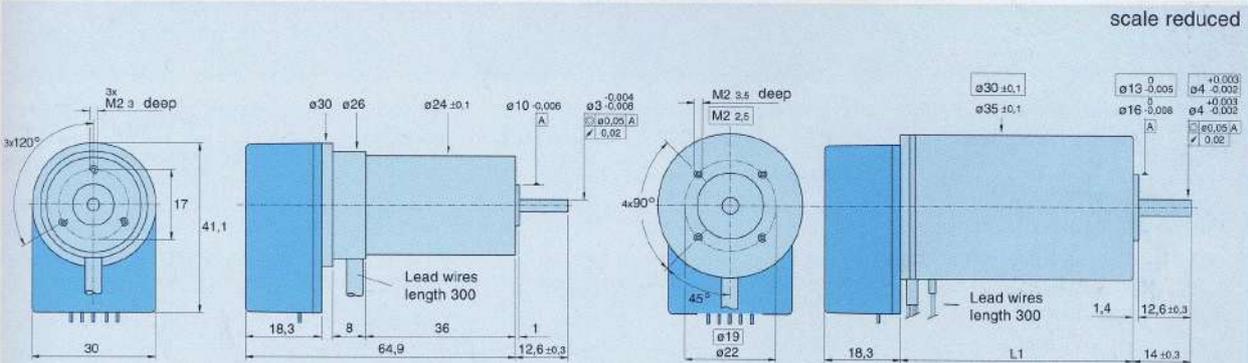


Encoders HEDS 5500, 5540
with brushless DC-Servomotor 2036,
DC-Micromotors 2338*, 2342*

Motor type	L1	L2	L3
2036	58,4	29,6	10,5
2338	60,4	31,6	10,5
2342	64,8	29,5	17,0

Encoders HEDS 5500, 5540
with DC-Micromotors 2842, 3042, 3557

Motor type	L1	L2
2842, 3042	64,8	46,5
3557	80,8	62,5

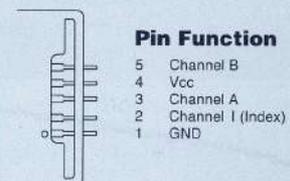
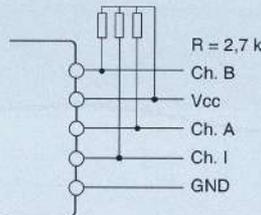
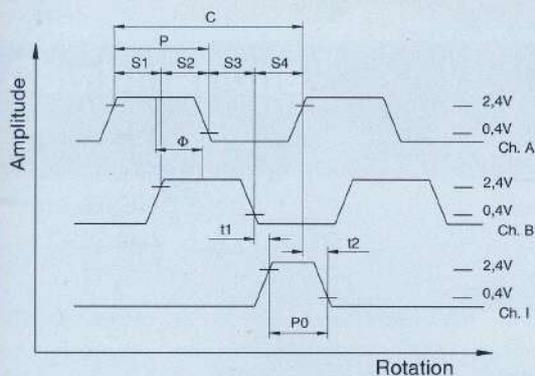


Encoders HEDS 5500, 5540
with brushless DC-Servomotor 2444

Encoders HEDS 5500, 5540
with brushless DC-Servomotors 3056, 3564

Motor type	L1
3056	57,8
3564	65,8

Output signals / Circuit diagram / Connector information

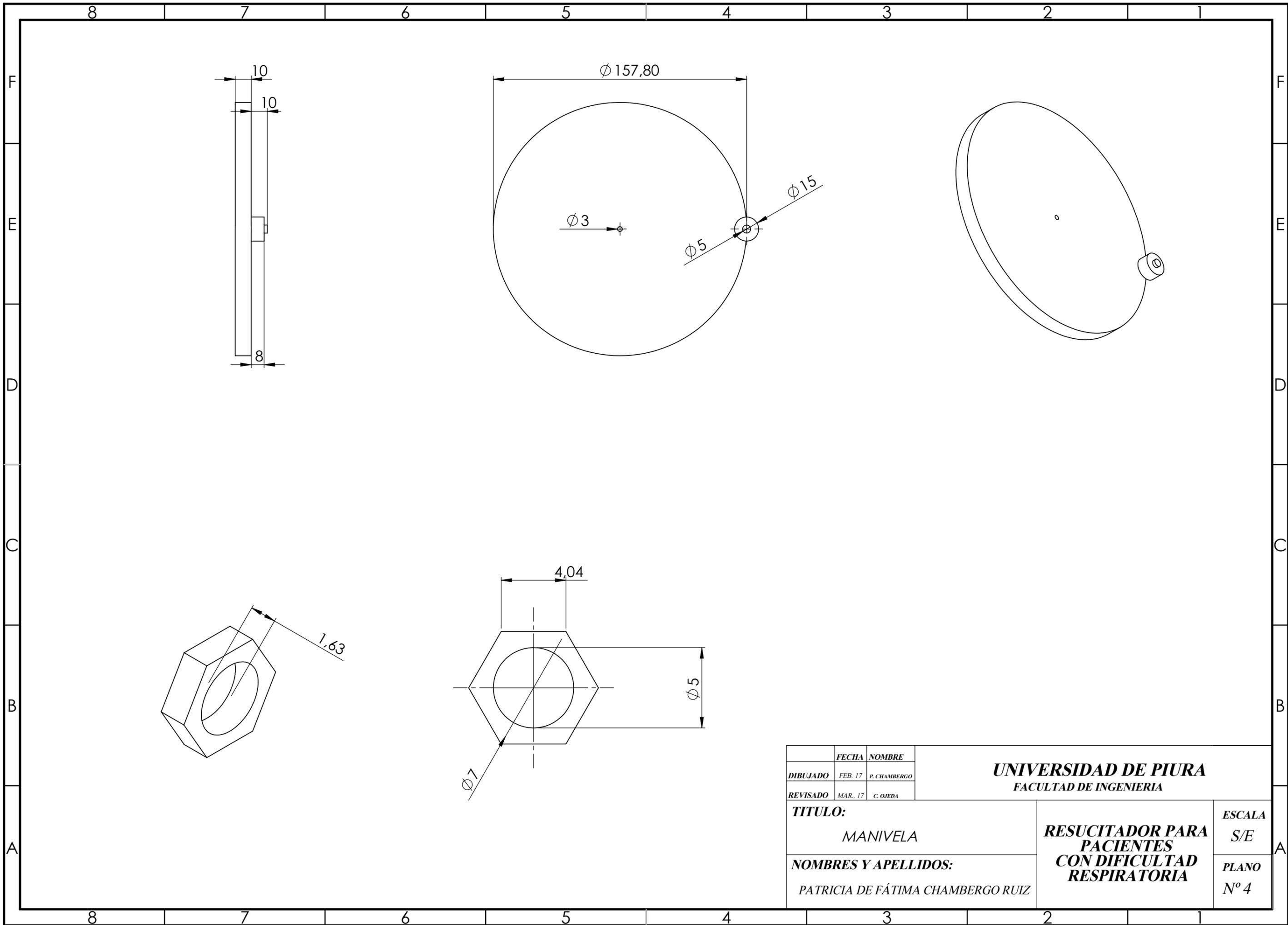


Output signals
when direction of rotation as seen
from the shaft end is clockwise

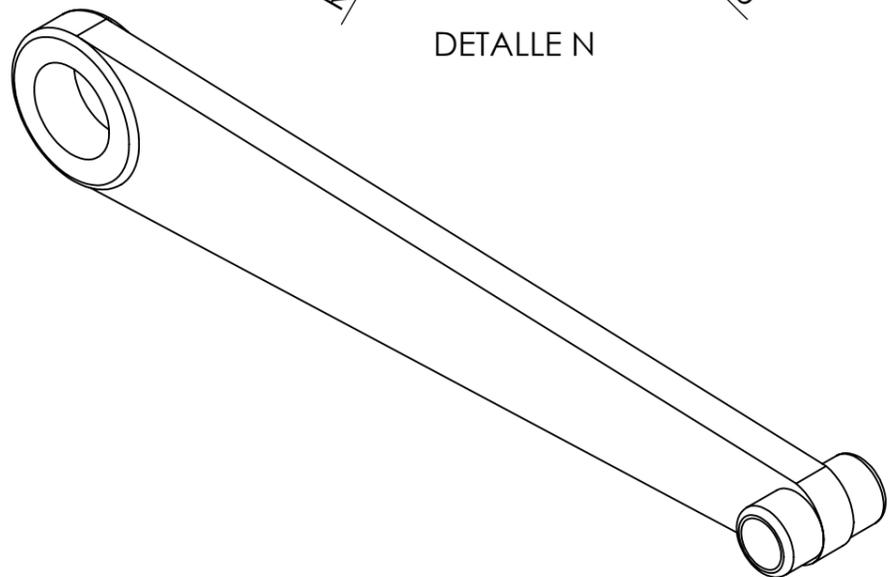
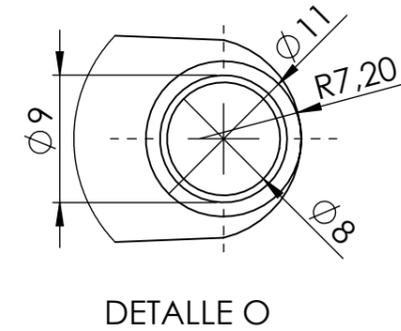
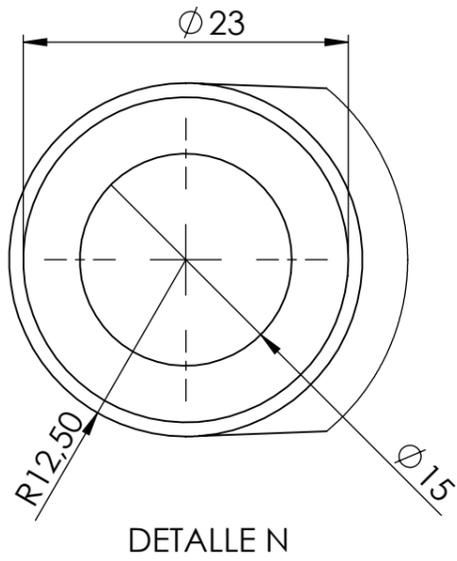
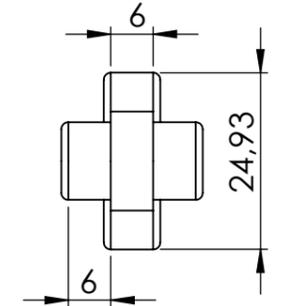
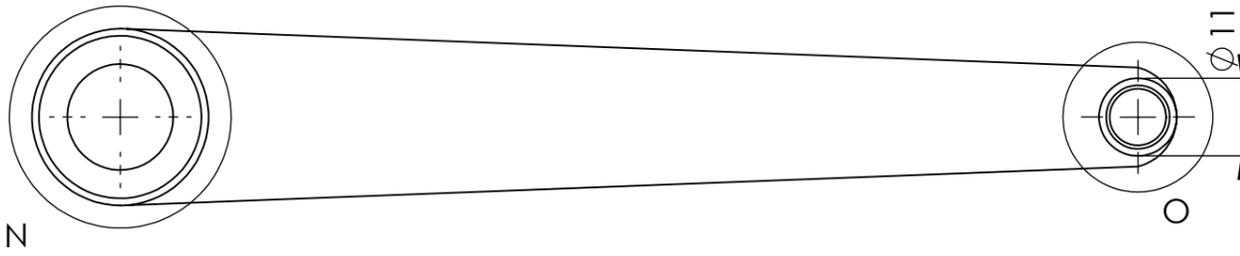
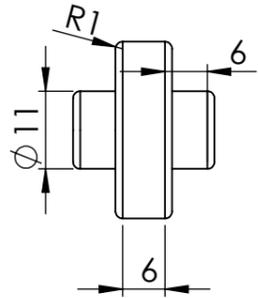
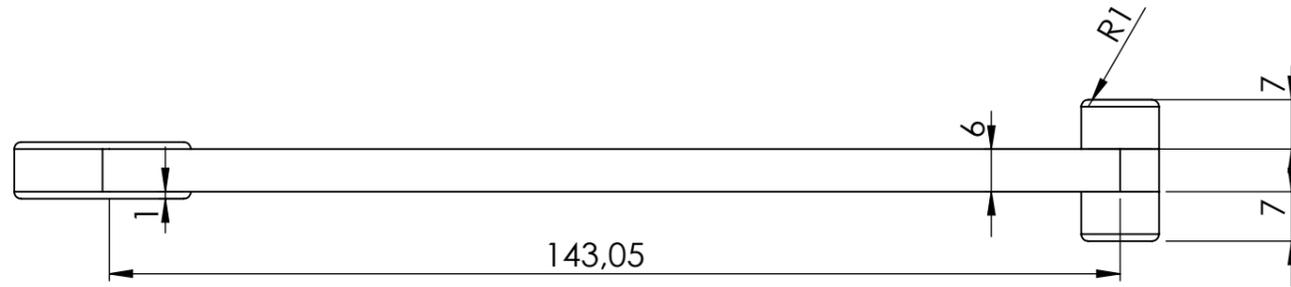
Connection diagram
HEDS 5540 requires
pull-up resistors

Connector
suggested connectors
AMP 103686-4 / 640442-5,
Molex 2695/2759
Berg 65039-032 / 4825X-000

Anexo D
Planos de diseño del mecanismo



	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA			
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO			TITULO: MANIVELA	RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA				
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ			PLANO Nº 4			



	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

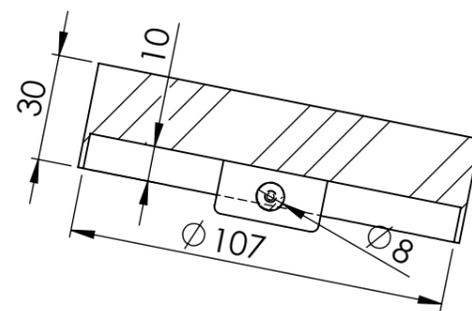
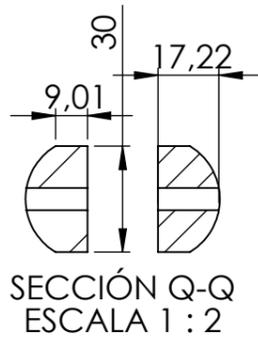
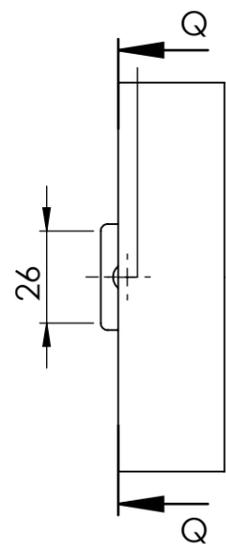
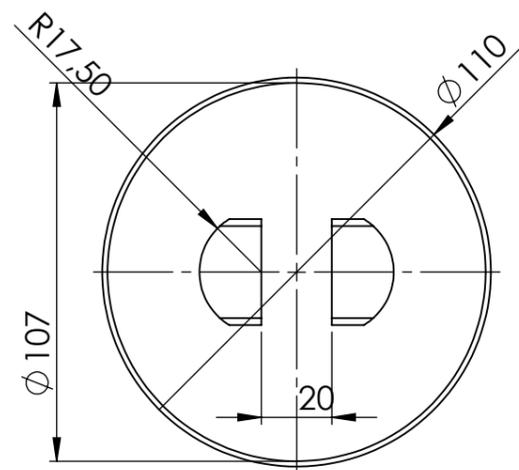
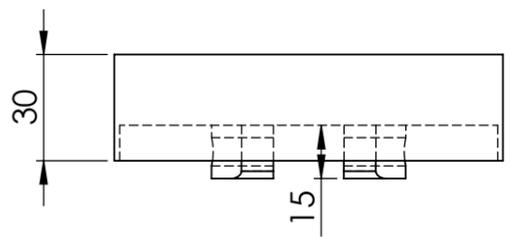
TITULO:
BIELA

NOMBRES Y APELLIDOS:
PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

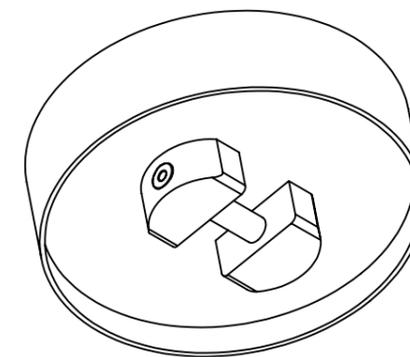
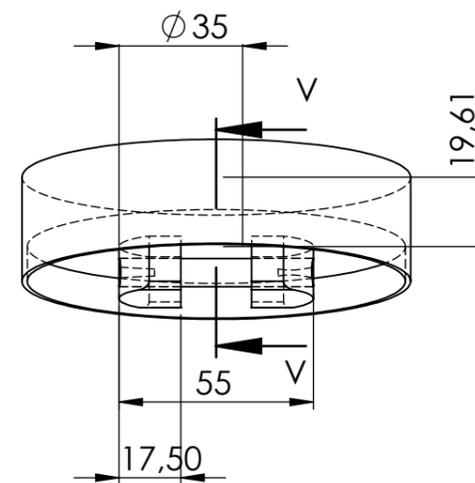
**RESUCITADOR PARA
PACIENTES
CON DIFICULTAD
RESPIRATORIA**

ESCALA
S/E

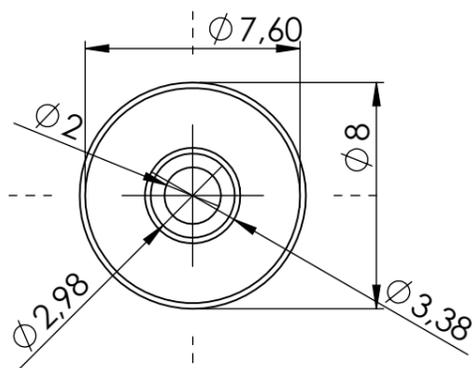
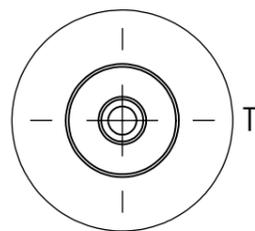
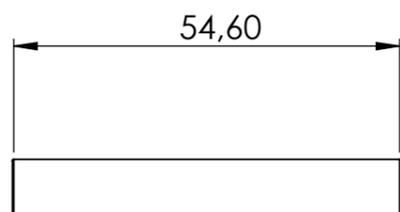
PLANO
Nº 5



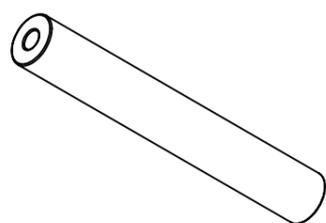
SECCIÓN V-V
ESCALA 1 : 2



PIN DEL PISTÓN

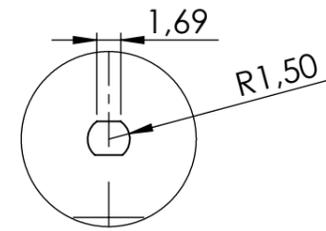
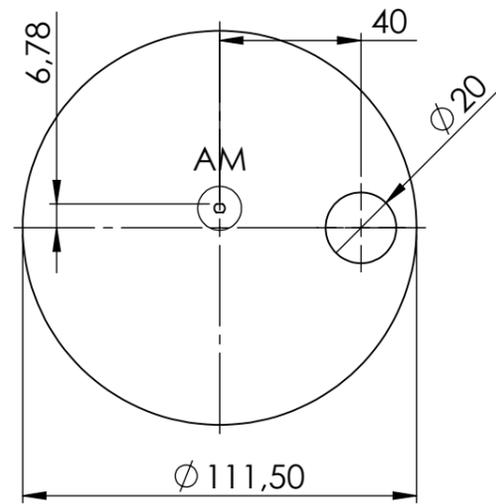


DETALLE T
ESCALA 4 : 1

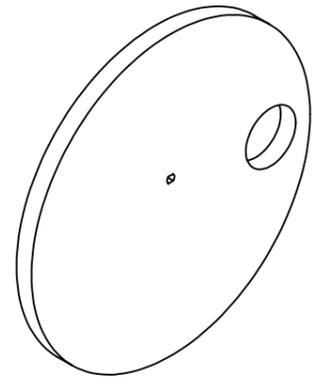
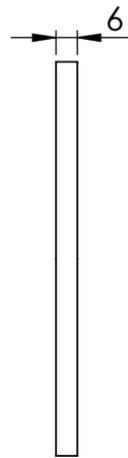


	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA	ESCALA S/E PLANO N° 6	
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				

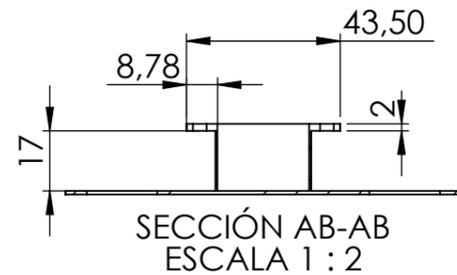
DISCO DE GIRO



DETALLE AM

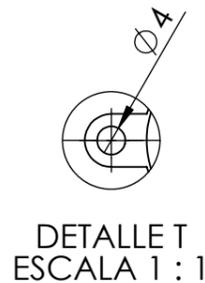
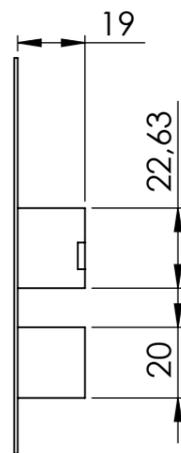
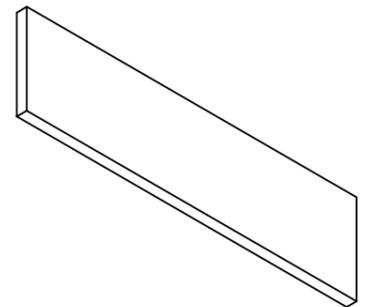
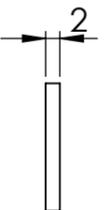
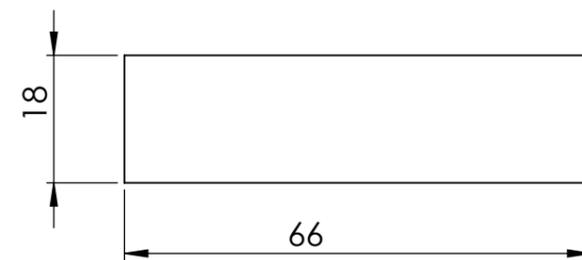


DISCO SOPORTE

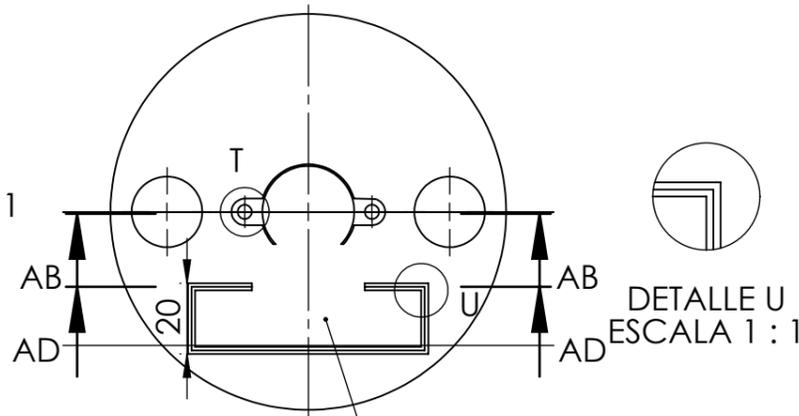


SECCIÓN AB-AB
ESCALA 1 : 2

TAPA DE LA CAJA DE CONEXIÓN



DETALLE T
ESCALA 1 : 1

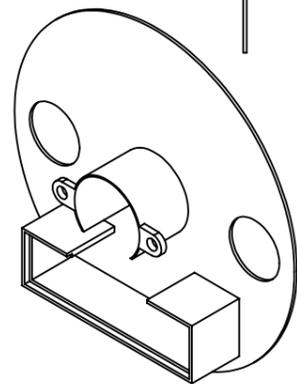


DETALLE U
ESCALA 1 : 1

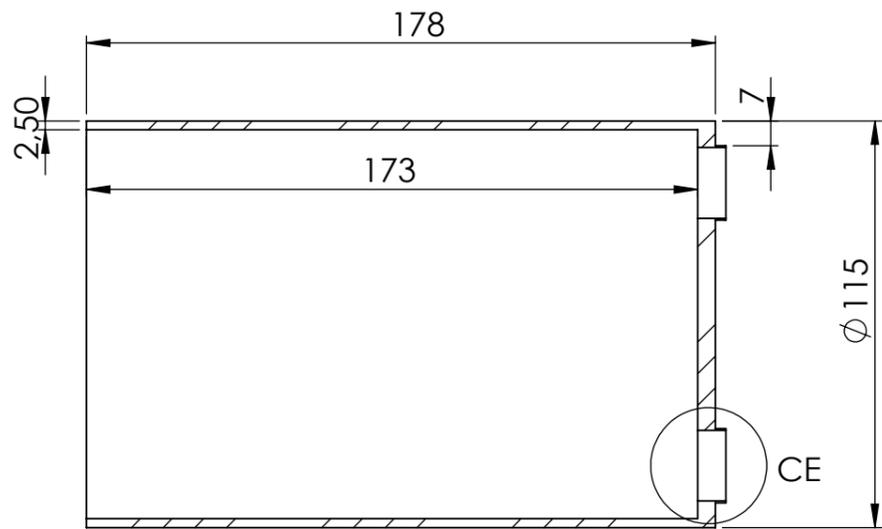
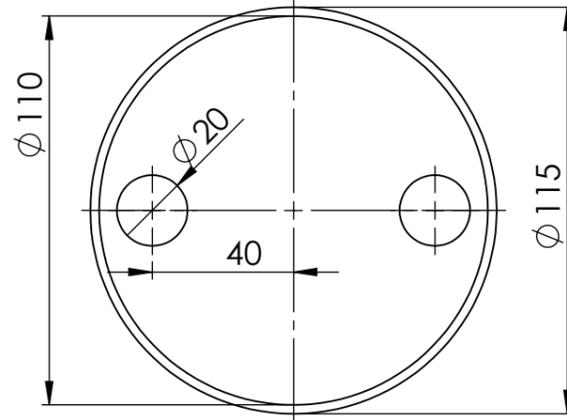
CAJA DE CONEXIÓN



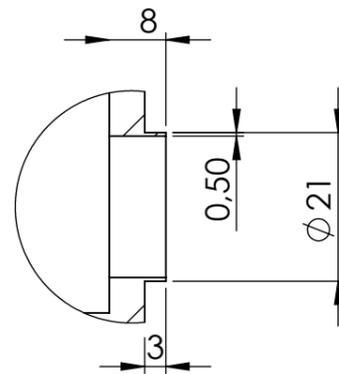
SECCIÓN AD-AD
ESCALA 1 : 2



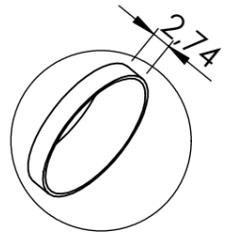
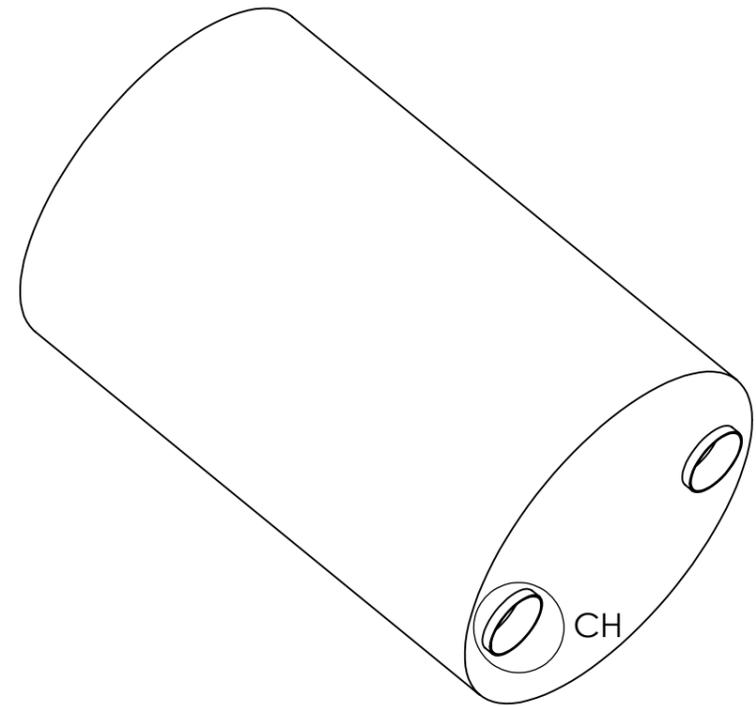
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA			
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO				
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA	TITULO: DISCO DE GIRO Y DISCO SOPORTE NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ			
					RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	ESCALA S/E
						PLANO Nº 7



SECCIÓN BR-BR
ESCALA 1 : 2

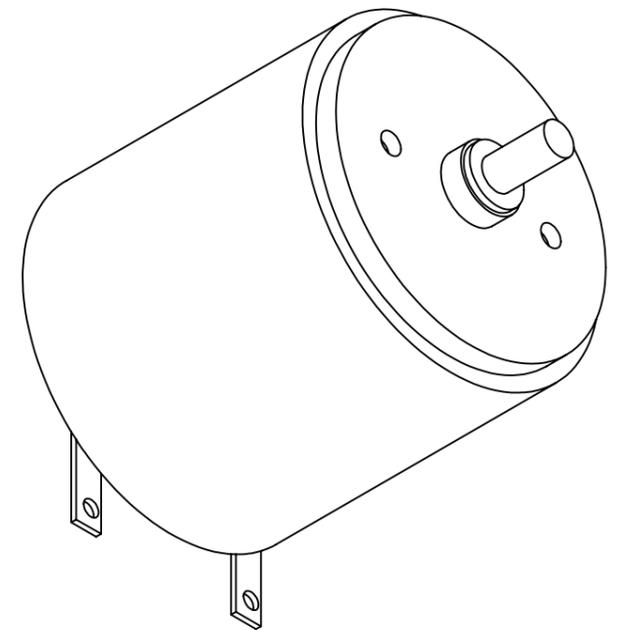
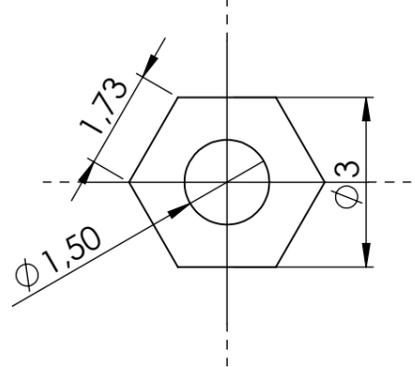
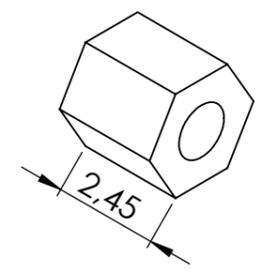
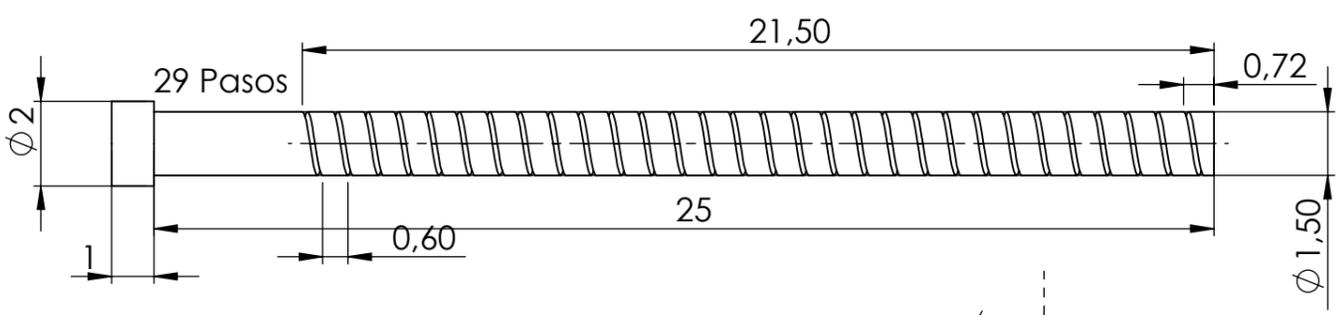
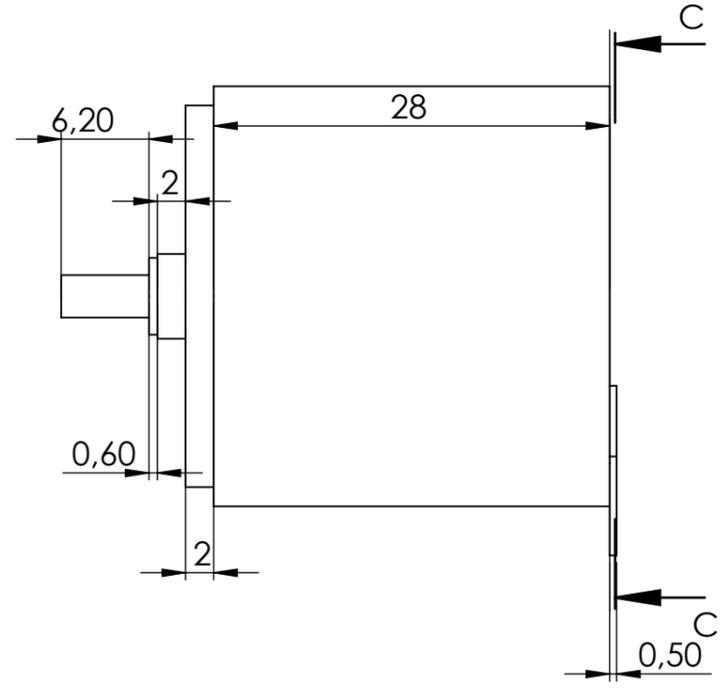
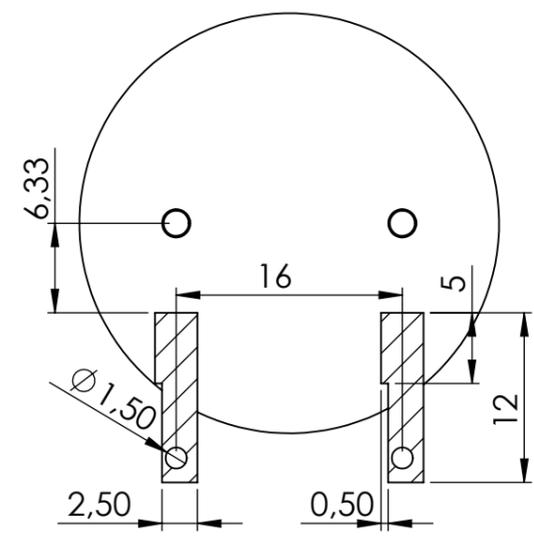
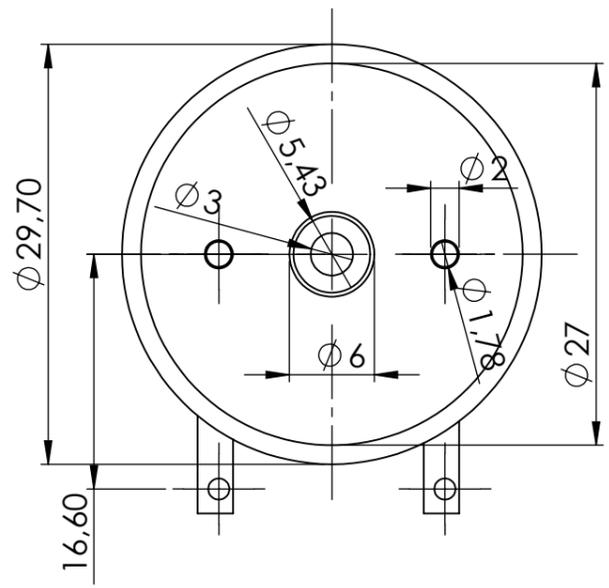


DETALLE CE
ESCALA 1 : 1

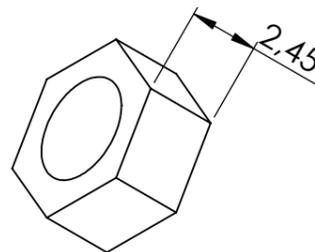
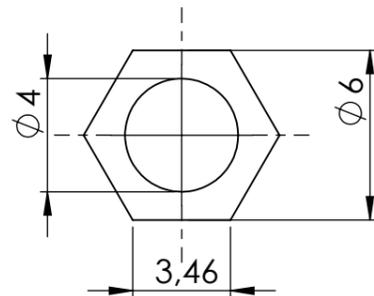
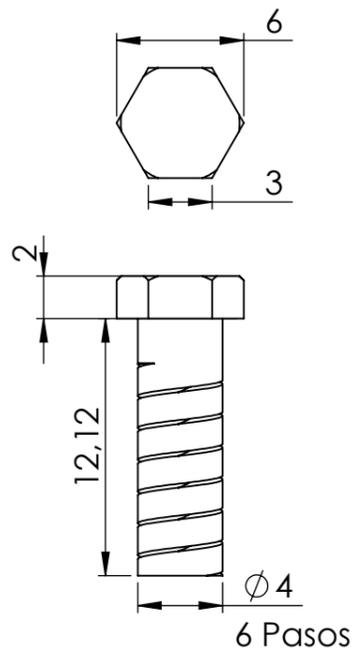
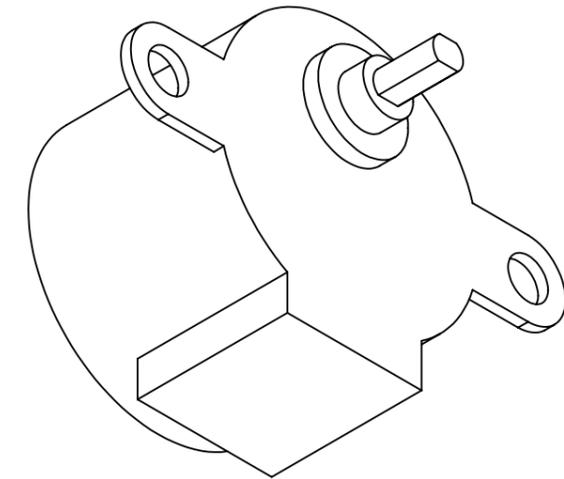
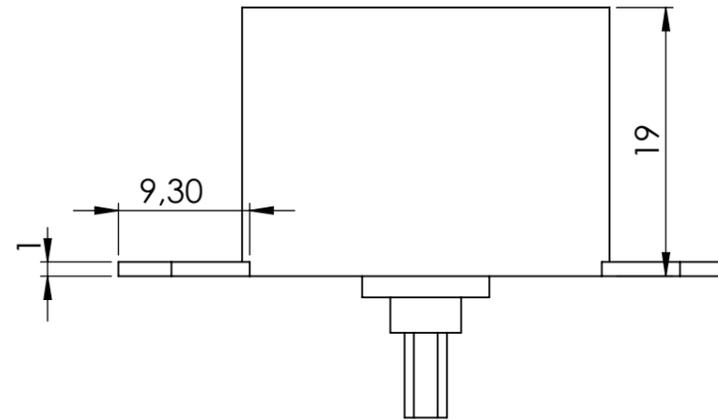
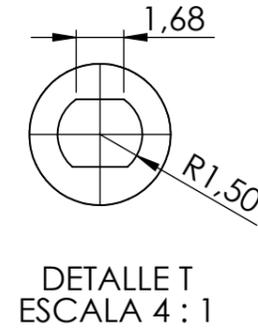
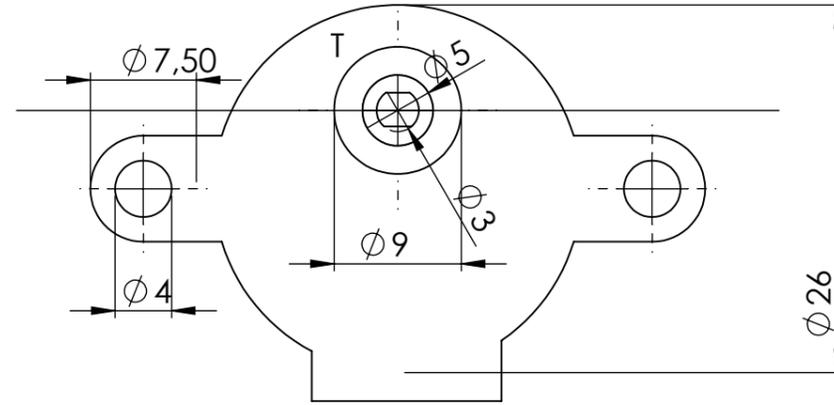
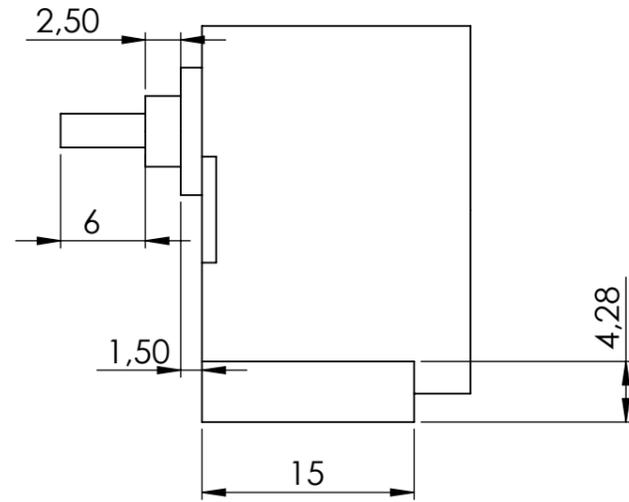


DETALLE CH
ESCALA 1 : 1

	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA		
TITULO: CILINDRO			RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	ESCALA S/E
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				PLANO N° 8

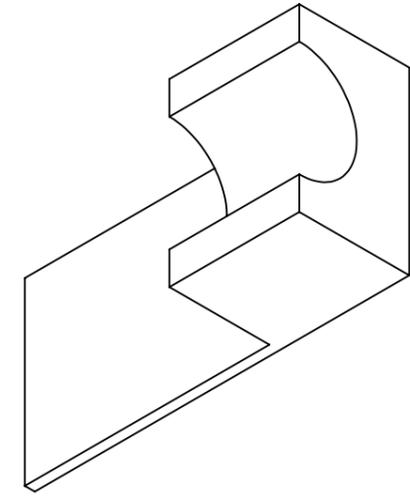
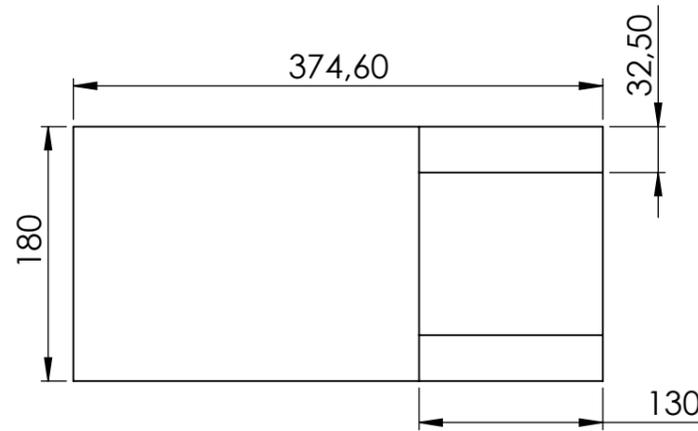
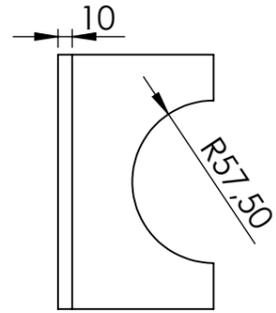


	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA		
TITULO: MOTOR PARA MANIVELA			RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	ESCALA S/E
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				PLANO N° 9

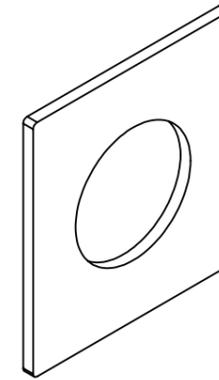
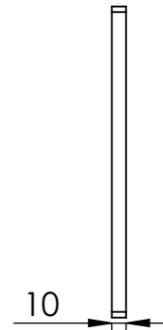
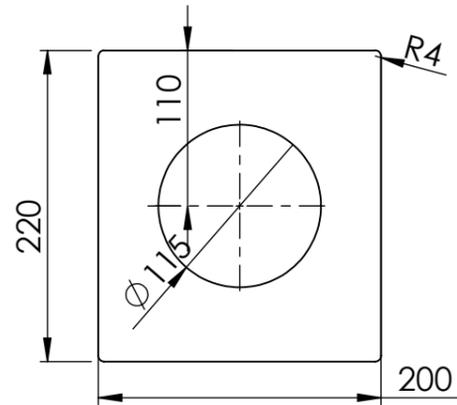


	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA	TITULO: MOTOR PARA DISCO GIRATORIO RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				
			PLANO N° 10	

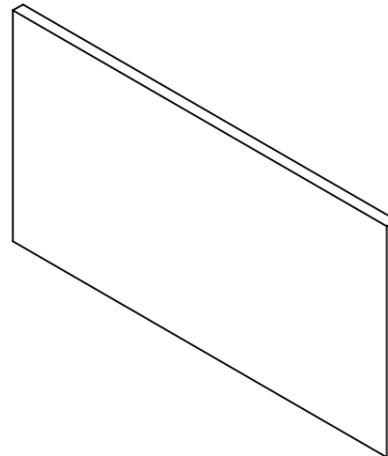
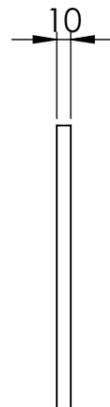
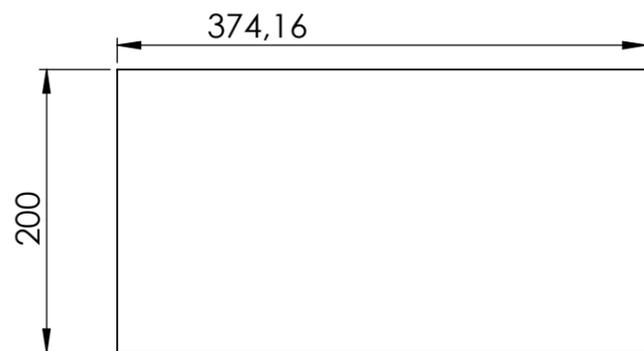
CUBIERTA INFERIOR



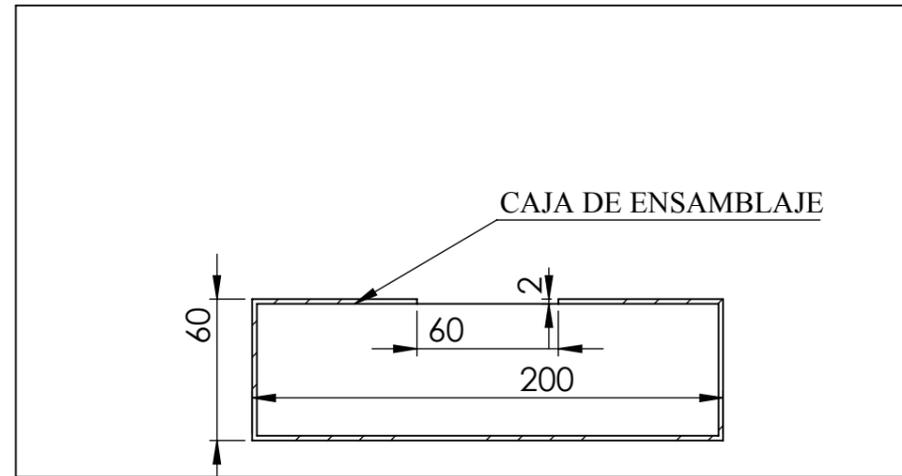
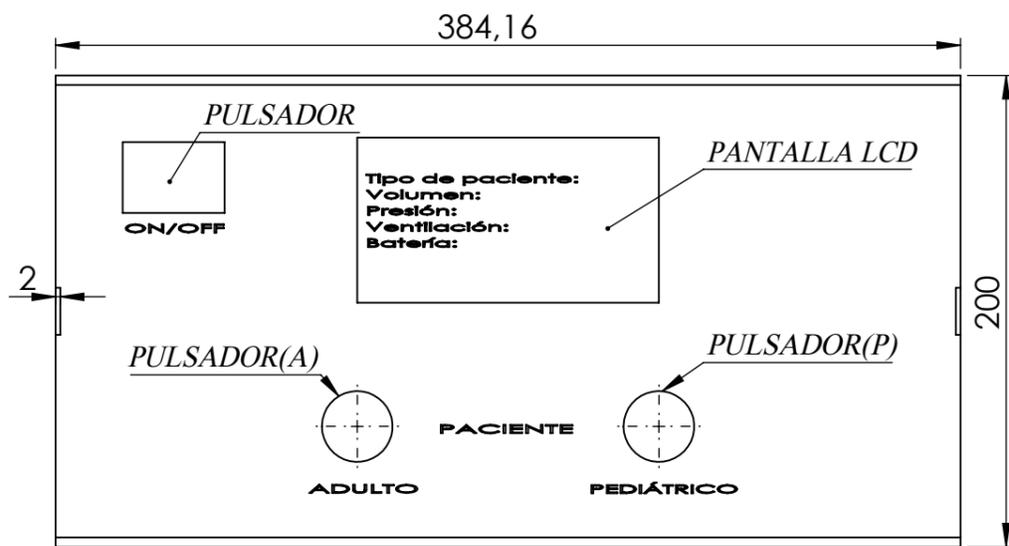
CUBIERTA LATERAL DERECHA



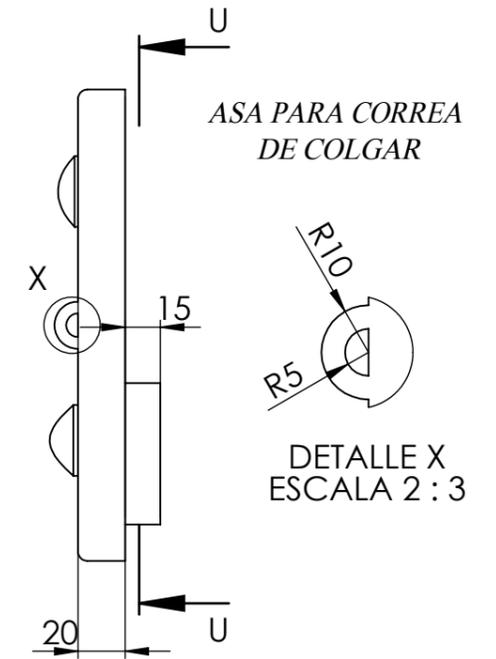
CUBIERTA FRONTAL



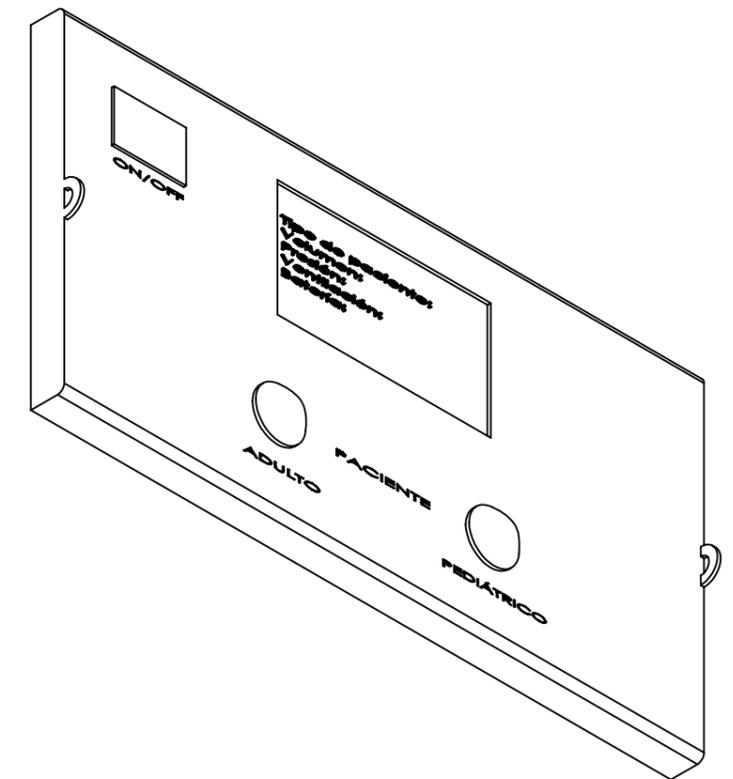
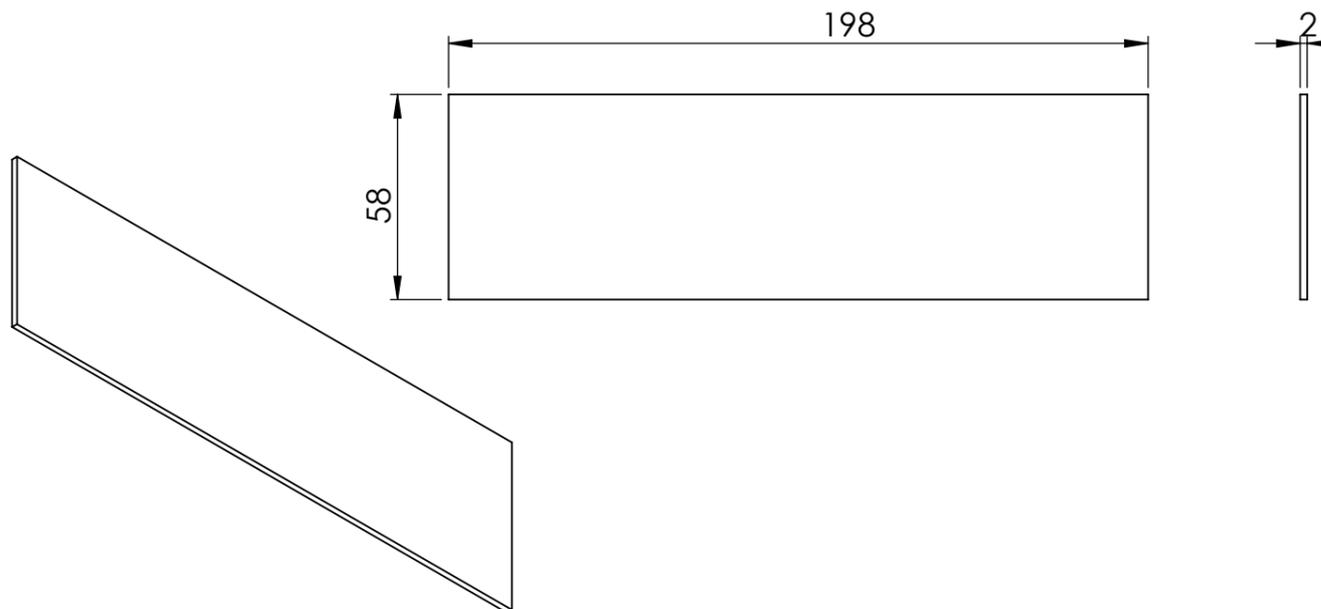
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA		
TITULO: CUBIERTA INFERIOR, LATERAL DERECHA Y FRONTAL			RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	ESCALA S/E
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				PLANO N° 11



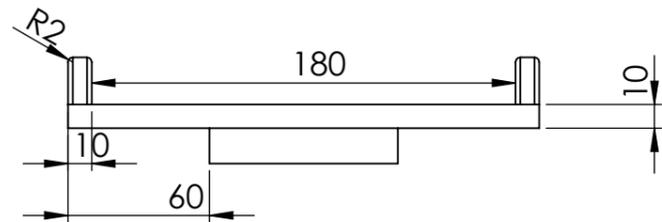
SECCIÓN U-U
ESCALA 1 : 3



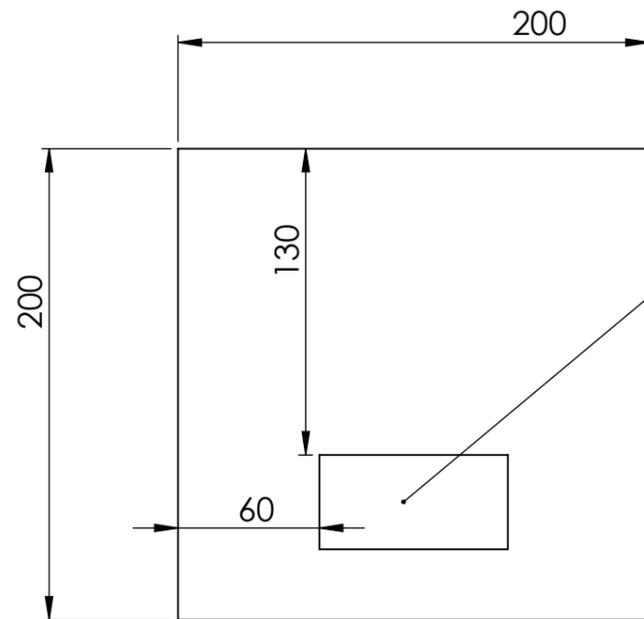
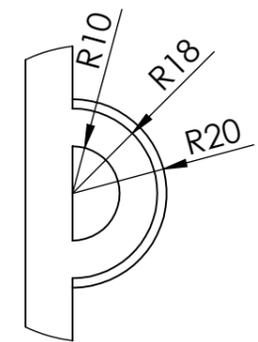
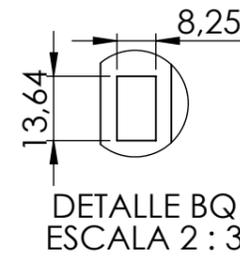
CUBIERTA DE LA CAJA DE ENSAMBLAJE



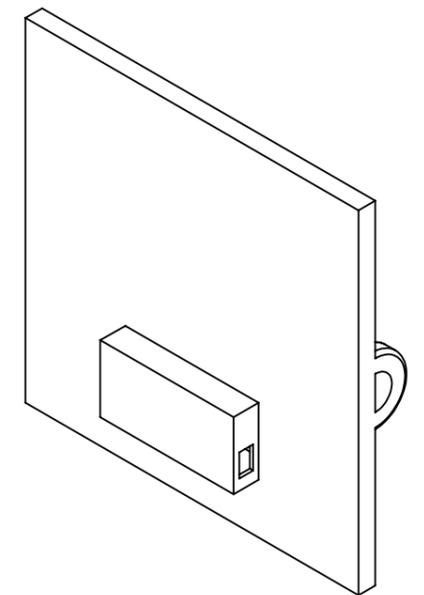
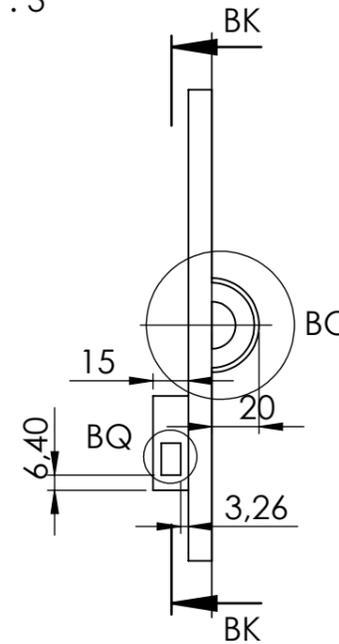
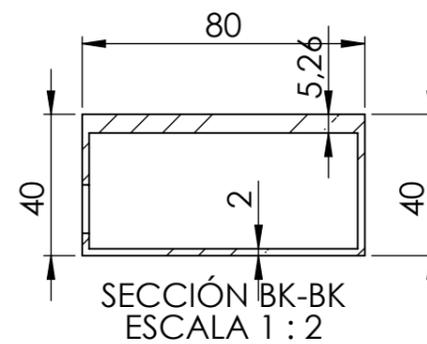
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA			
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO			TITULO: CUBIERTA SUPERIOR DEL EMPAQUE	RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA				
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ			PLANO N° 12			



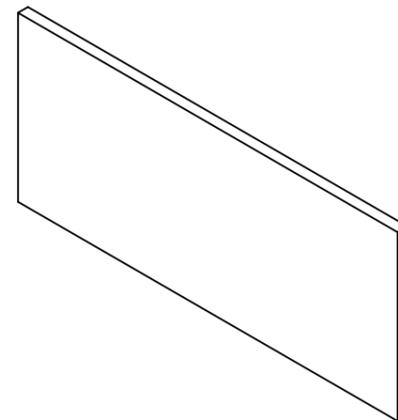
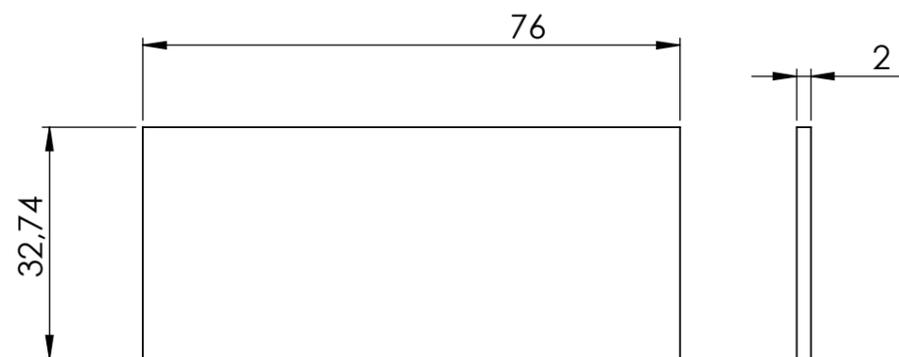
ASA PARA SUJETADOR A CAMILLA



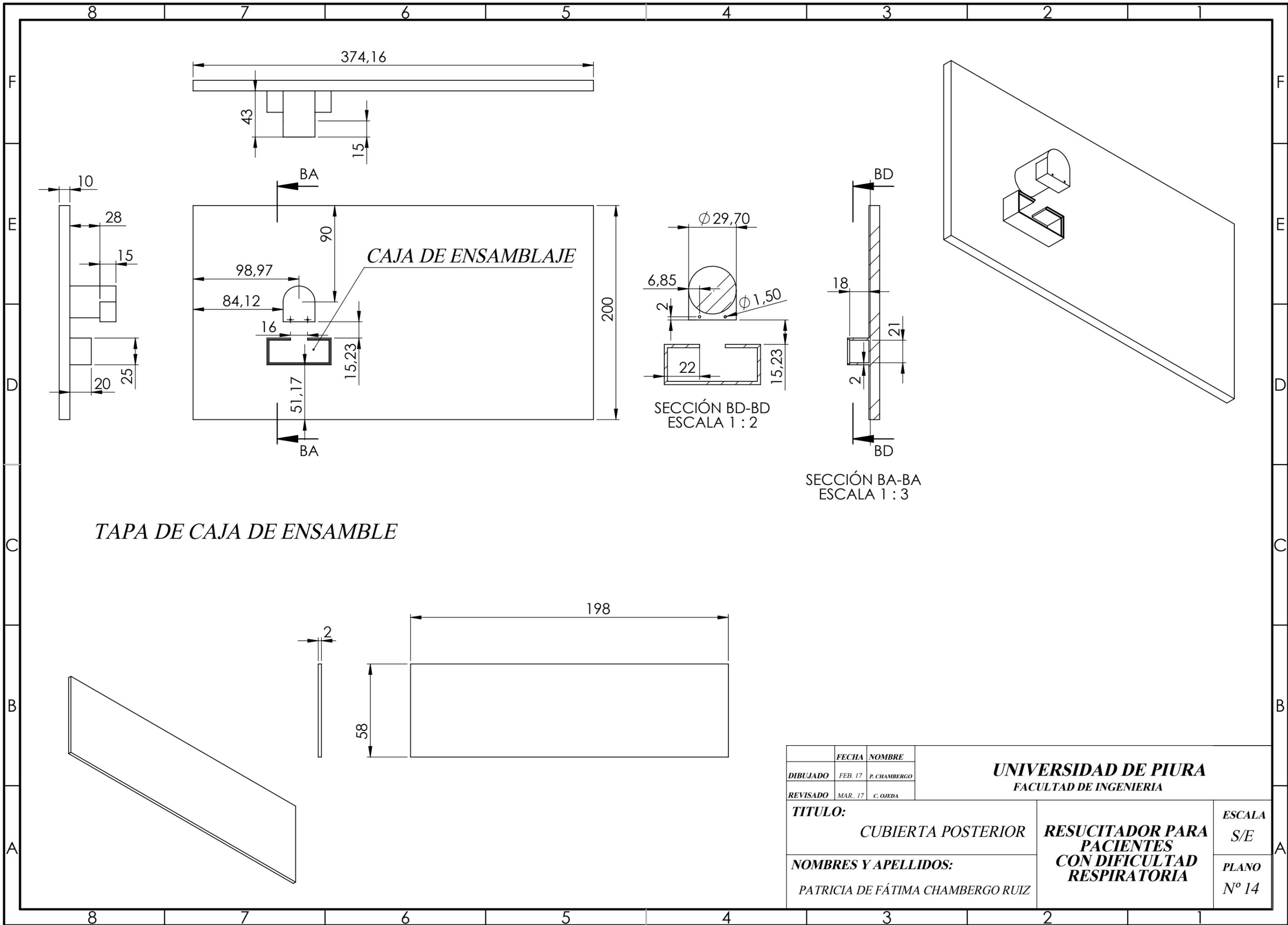
CAJA PORTA BATERÍA



TAPA DE CAJA DE PORTA BATERÍA



	<i>FECHA</i>	<i>NOMBRE</i>	UNIVERSIDAD DE PIURA <i>FACULTAD DE INGENIERIA</i>	
<i>DIBUJADO</i>	FEB. 17	P. CHAMBERGO		
<i>REVISADO</i>	MAR. 17	C. OJEDA		
TITULO: <i>CUBIERTA LATERAL IZQUIERDA</i>			RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	<i>ESCALA</i> S/E
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ				<i>PLANO</i> N° 13



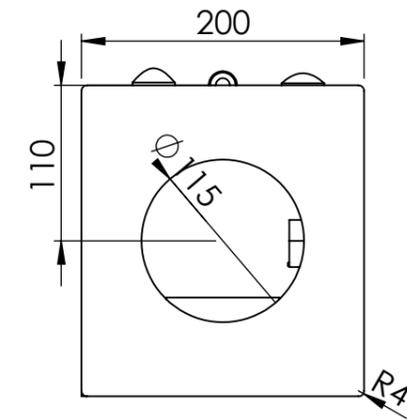
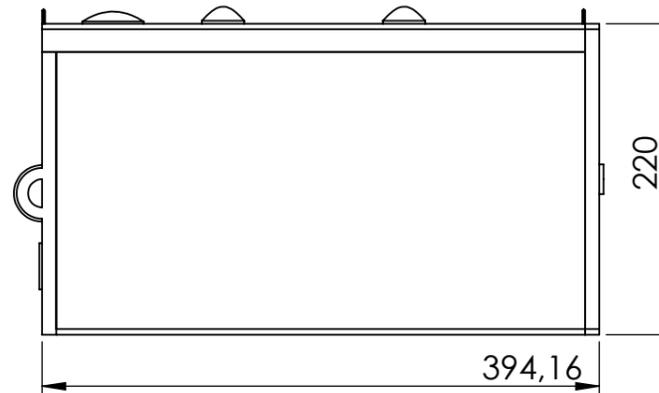
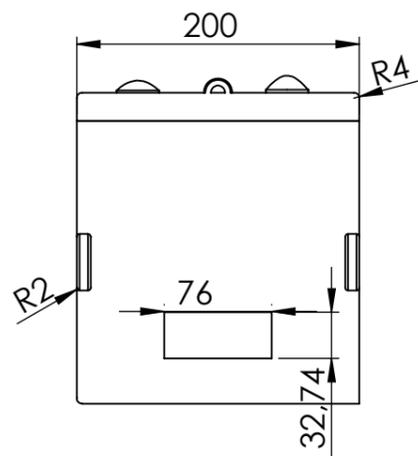
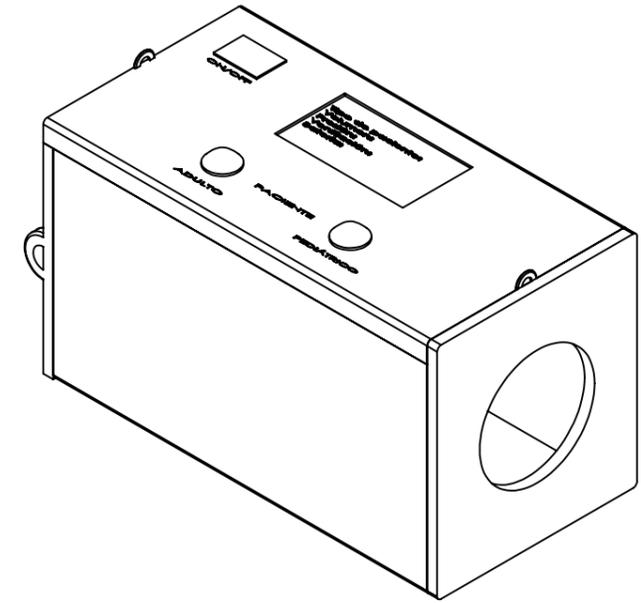
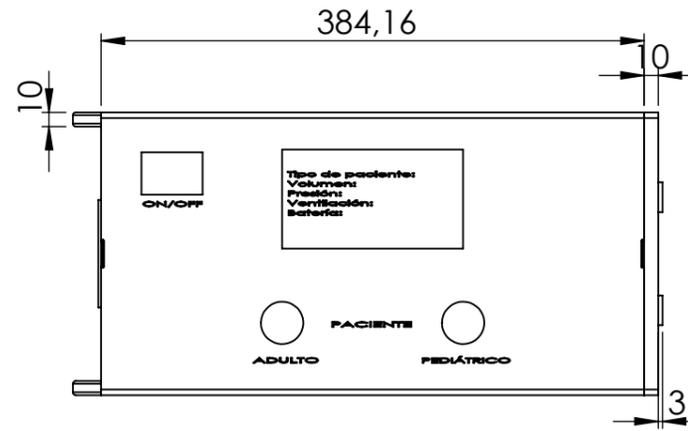
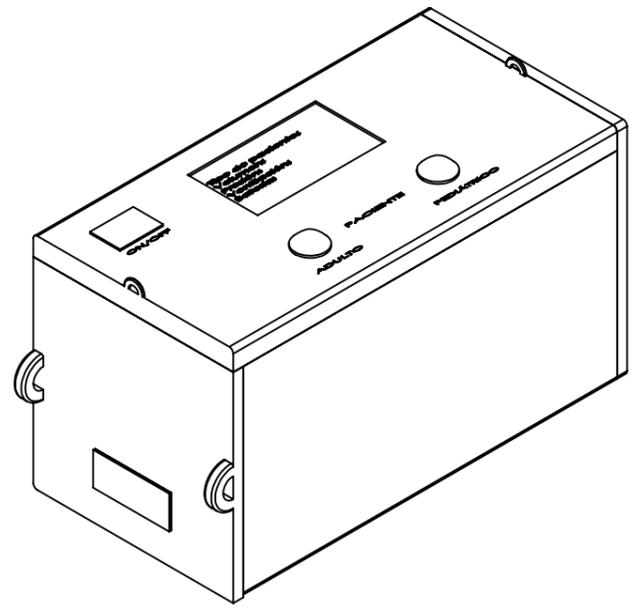
TAPA DE CAJA DE ENSAMBLE

CAJA DE ENSAMBLAJE

SECCIÓN BD-BD
ESCALA 1 : 2

SECCIÓN BA-BA
ESCALA 1 : 3

	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERIA				
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO			TITULO: CUBIERTA POSTERIOR	RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA	ESCALA S/E
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA					PLANO N° 14
NOMBRES Y APELLIDOS: PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ							



	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO	FEB. 17	P. CHAMBERGO
REVISADO	MAR. 17	C. OJEDA

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERIA

TITULO:
EMPAQUE

NOMBRES Y APELLIDOS:
PATRICIA DE FÁTIMA CHAMBERGO RUIZ

**RESUCITADOR PARA
PACIENTES
CON DIFICULTAD
RESPIRATORIA**

ESCALA
S/E

PLANO
N° 15