



Prototipo de un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoMT para evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba.

Bonilla Robalino, Andrés Sebastián y Toaquiza Ávila, Karen Teresa.

Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica.

Carrera de Ingeniería Mecatrónica.

Trabajo de titulación, previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecatrónico.

Dra. Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta.

08 de agosto del 2021.

Latacunga.

Reporte de verificación de contenidos

The logo for COPYLEAKS, featuring the word "COPYLEAKS" in white capital letters on a dark background. The letter "O" is stylized with a blue circular outline.

TESIS_BONILLA_TOAQUIZA v3.docx

Scanned on: 16:17 August 8, 2022 UTC



Overall Similarity Score



Results Found

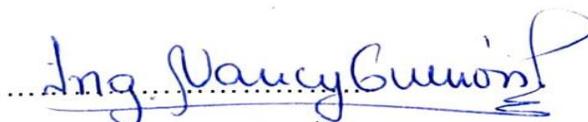


Total Words in Text

Identical Words	417
Words with Minor Changes	104
Paraphrased Words	632
Omitted Words	0



Website | Education | Businesses

A handwritten signature in blue ink that reads "Ing. Nancy Guerrón Paredes".

Dra. Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta

C. C.: 1707886139



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación: **“Prototipo de un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoT para evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba”** fue realizado por los señores **Bonilla Robalino, Andrés Sebastián y Toaquiza Ávila, Karen Teresa**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de prevención y/o verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Latacunga, 08 de agosto del 2022

Dra. Guerrón Paredes, Nancy Enriqueta

C. C.: 1707886139



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Responsabilidad de Autoría

Nosotros, **Bonilla Robalino, Andrés Sebastián** y **Toaquiza Ávila, Karen Teresa**, con cédulas de ciudadanía n° 1804906152 y 1724972821, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“Prototipo de un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante loMT para evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Latacunga, 08 de agosto del 2022

Bonilla Robalino, Andrés Sebastián

C.C.: 1804906152

Toaquiza Ávila, Karen Teresa

C.C.: 1724972821



Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica

Carrera de Ingeniería Mecatrónica

Autorización de Publicación

Nosotros, **Bonilla Robalino, Andrés Sebastián** y **Toaquiza Ávila, Karen Teresa**, con cédula/cédulas de ciudadanía n° 1804906152 y 1724972821, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“Prototipo de un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoT para evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

Latacunga, 08 de agosto del 2022

.....
Bonilla Robalino, Andrés Sebastián

C.C.: 1804906152

.....
Toaquiza Ávila, Karen Teresa

C.C.: 1724972821

Dedicatoria

El presente proyecto de titulación se lo dedico de todo corazón a mi padre Harland, quien con su forma de inspirarme valor, dedicación y esfuerzo me permitieron ver la solución a todo problema que se me presente en el camino, a mi madre Carmen quien, con su voz de aliento, su apoyo incondicional y sus consejos siempre acertados fortalecieron mi carácter, estabilizaron mis emociones y me incentivaron día a día a dar lo mejor de mí.

A mis hermanas Cecilia, Cynthia y Andrea, quienes sin importar la distancia o el rumbo de su vida siempre han estado para mí presentes con su apoyo, cariño y amor verdadero que solo una hermana puede brindar.

A todos los miembros de mi familia que a su manera han sabido brindarme su ayuda y han visto mis pasos uno tras otro siempre cuidándome y recordándome que los tendré siempre para no desviarme del camino del bien.

Bonilla Robalino, Andrés Sebastián

Dedicatoria

Quiero dedicar este proyecto de titulación en primer lugar a una persona que ya no se encuentra hoy conmigo pero que me acompañó desde el primer momento de mi vida hasta el último del suyo, abuelito Pedrito, quién siempre me inculcó el valor del trabajo duro, el esfuerzo y la dedicación, quién me brindó su mano, su apoyo y su amor incondicional todos estos años para que yo pudiera salir adelante, hoy no puedes verme graduada, pero todo mi esfuerzo y amor es para ti.

A mi familia, por darme ese apoyo y fortaleza para seguir adelante no solo en el ámbito académico sino también personal. A mis padres, Jaime y Leonor, quienes siempre han creído en mí y en mis capacidades, quienes han tenido las palabras adecuadas para llenarme de valor y fortaleza cuando más lo necesitaba, por apoyarme y confiar en mí cuando a veces ni yo mismo lo hacía, por no dejarme sola nunca y ser ese pilar fundamental en mi vida para seguir adelante con mis sueños y metas.

A mi hermana Kerly, mi compañera de vida, la personita que me ha ayudado más de lo que piensa en toda mi carrera, quién me ha alegrado la vida con sus ocurrencias en los momentos más difíciles que he pasado, mi segunda mano de obra en aquellos proyectos que necesitaba, mi cocinerita en esas noches de desvelos.

Y a mis mascotas, Annie y Mía, que, con su existencia y su amor infinito, me ayudan a salir adelante en esos momentos de cansancio y desgano.

Todo este esfuerzo es por y para ustedes, mi querida familia.

Toaquiza Ávila, Karen Teresa

Agradecimiento

En primer lugar, quiero agradecer a Dios, por todas las oportunidades que me ha brindado, por la salud, por ser la fuerza que me ha permitido seguir adelante y por permitirme a mí mismo llegar hasta el último escalón de este proceso.

Quiero agradecer a toda mi familia, su presencia en mi vida ha sido de gran importancia para mí, pues su inconmensurable amor ha sido mi mayor pilar, los valores que me han inculcado los llevare por todo lo que me resta de vida, el ser una persona de bien y entregado a Dios se los debo a ustedes gracias por estar en mi vida siempre.

Un agradecimiento especial a una amiga muy importante que junto a mi vivió todo este proceso hasta las últimas etapas y de quien aprendí muchas cosas. Karen este inmenso logro también te lo debo a ti siempre te estaré agradecido y te tendré presente en mi vida no solo como una de mis mejores amigas sino como una colega de grandes capacidades y múltiples valores.

Finalmente, agradecimiento inmenso a mis amigos Bryan, Paul, Darling, Álvaro, Galo, Edison quienes me han acompañado en todo momento, me han enseñado lealtad, compromiso, amistad, compañerismo y me han demostrado que una familia también puede formarse por personas con quienes compartes momentos únicos llenos de todo tipo de emociones.

Bonilla Robalino, Andrés Sebastián

Agradecimiento

Quiero agradecer a Dios por permitirme culminar esta etapa de mi vida junto con mi familia y amigos. A mi familia, sin su apoyo continuo y sus palabras de aliento nada de esto hubiera sido posible, gracias a sus enseñanzas hoy puedo ser la mujer que soy, porque siempre confiaron en mí y me han inculcado el valor de la perseverancia.

A mi tía Mónica, quiero expresar un agradecimiento especial, porque siempre ha estado pendiente de mi con sus oraciones y sus palabras de aliento, apoyándome día a día a pesar de la distancia, quien siempre me brindaba un consuelo, un consejo, un cariño cuando lo necesitaba.

Agradezco también a la Dra. Nancy Guerrón, nuestra tutora de tesis, quién nos acompañó en este proceso de titulación otorgando conocimiento y guías para lograr este preciado objetivo.

A mis amigas de mi ciudad natal, Stefany, Liz, Karen y Eymy, porque a pesar de los años y la distancia siempre han estado conmigo ya sea por una llamada o un mensaje, aconsejándome o brindándome un apoyo, escuchando mis quejas y dramas.

Finalmente, a la segunda familia que elegí, y que gracias a esta experiencia universitaria pude conocerlos y compartir con ustedes tantas experiencias buenas, malas e increíbles, desveladas, fiestas, almuerzos, en fin, Galito, Sebastián, Álvaro, Andrés, Paúl, Edi, Robert, Daya, Dani; gracias a todos ustedes muchachos, por fin, lo logramos.

Toaquiza Ávila, Karen Teresa

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Carátula	1
Reporte de verificación de contenidos	2
Certificación	3
Responsabilidad de autoría.....	4
Autorización de publicación.....	5
Dedicatoria.....	6
Dedicatoria.....	7
Agradecimiento.....	8
Agradecimiento.....	9
Índice de contenidos	10
índice de figuras	14
índice de tablas	18
índice de ecuaciones.....	19
Resumen	20
Abstract.....	21
Capítulo I Introducción.....	22
Antecedentes.....	22
Planteamiento del problema	24
Justificación e importancia.....	26
Objetivos	27
<i>Objetivo general</i>	27
<i>Objetivos específicos</i>	27
Hipótesis	28
Variables de la investigación.....	28
<i>Variable independiente</i>	28

<i>Variables dependientes</i>	28
Capítulo II Fundamentación teórica.	29
Sistema respiratorio	29
<i>Mecánica de respiración</i>	30
<i>Volúmenes y capacidades pulmonares</i>	30
<i>Pruebas de la función pulmonar (PFP)</i>	32
Espirometría	32
<i>Parámetros espirométricos</i>	34
Neumotacógrafos	35
<i>Tipos de neumotacógrafos</i>	35
<i>Neumotacógrafo de turbina</i>	37
Sistemas de desinfección de instrumentación médica	38
<i>Desinfección por ozono</i>	39
Adquisición de señales	41
Interfaz Hombre – Máquina HMI	42
El internet de las cosas médicas IoMT	43
Capítulo III Diseño de hardware	44
Diseño del neumotacógrafo	44
<i>Turbina</i>	44
<i>Estuche</i>	45
<i>Sensores</i>	45
<i>Acoples</i>	47
<i>Circuito para lectura y acondicionamiento de la señal biológica</i>	47
Diseño del sistema de desinfección	48
<i>Tipos de agentes descontaminantes</i>	48
<i>Sistema de ozonización</i>	50

<i>Circuito de potencia</i>	51
<i>Sistema de distribución de ozono</i>	52
Diseño de la placa electrónica	54
<i>Selección de la tarjeta de adquisición de datos</i>	54
<i>Pantalla para HMI local</i>	56
CAD del prototipo de espirómetro	61
Capítulo IV Diseño de software.....	65
Procesamiento de señal biológica.....	65
<i>Lectura de datos del sensor</i>	65
<i>Obtención de parámetros espirométricos</i>	68
<i>Generación de gráficas</i>	69
Sistema de desinfección	72
Diseño de interfaz local HMI	75
Comunicación con NodeMCU ESP8266	80
Diseño de interfaz remota (página web).....	84
<i>Creación de la base de datos</i>	85
<i>Diseño de la página web</i>	88
<i>Carga de la página web a la web “hostinger.es”</i>	95
Capítulo V Pruebas y resultados.	100
Prueba de espirometría	100
<i>Resultados obtenidos</i>	103
<i>Validación de hipótesis</i>	105
Desinfección del equipo.....	109
Capítulo VI Conclusiones y Recomendaciones.....	114
Conclusiones.....	114
Recomendaciones	116

Bibliografía	118
Anexos	123

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>Estructura anatómica del sistema respiratorio</i>	29
Figura 2. <i>Registro de volúmenes y capacidades pulmonares</i>	31
Figura 3. <i>Diagrama de bloques de un espirómetro digital</i>	33
Figura 4. <i>Curvas espirométricas: a) Curva flujo – volumen b) Curva volumen – tiempo</i>	34
Figura 5. <i>Neumotacógrafo de turbina</i>	35
Figura 6. <i>Neumotacógrafo de hilo caliente</i>	36
Figura 7. <i>Neumotacógrafo ultrasónico</i>	36
Figura 8. <i>Neumotacógrafo ultrasónico</i>	37
Figura 9. <i>Estructura interna de un neumotacógrafo de turbina</i>	38
Figura 10. <i>Modelos de generadores de ozonos</i>	40
Figura 11. <i>Esquema de sistema de adquisición de datos</i>	41
Figura 12. <i>Monitorización por medio de HMI</i>	42
Figura 13. <i>Turbina FlowMIR</i>	44
Figura 14. <i>Estuche del neumotacógrafo</i>	45
Figura 15. <i>Leds infrarrojos emisor receptor encapsulado 3mm</i>	46
Figura 16. <i>Acople para sensores infrarrojos</i>	47
Figura 17. <i>Circuito de acondicionamiento de la señal biológica</i>	48
Figura 18. <i>Reactor generador de ozono</i>	50
Figura 19. <i>Circuito de potencia para el ozonizador</i>	51
Figura 20. <i>Cámara de desinfección</i>	52
Figura 21. <i>Orificio para ingreso de neumotacógrafo</i>	53
Figura 22. <i>Sistema de cremallera y engranes para ventila</i>	53
Figura 23. <i>Circuito de distribución de ozono</i>	54
Figura 24. <i>NodeMCU ESP8266</i>	55
Figura 25. <i>Software Nextion Editor</i>	56

Figura 26. <i>Esquema del circuito completo</i>	58
Figura 27. <i>PCB de placa 1 diseñado en Easy EDA</i>	59
Figura 28. <i>PCB de placa 1</i>	59
Figura 29. <i>PCB de placa 2 diseñado en Easy EDA</i>	60
Figura 30. <i>PCB de placa 2</i>	60
Figura 31. <i>Prototipo CAD de parte frontal del espirómetro</i>	61
Figura 32. <i>Prototipo CAD de la base del prototipo</i>	62
Figura 33. <i>Prototipo CAD del sistema de ventilación</i>	62
Figura 34. <i>Prototipo CAD cubierta superior del Sistema de Desinfección</i>	63
Figura 35. <i>Prototipo CAD Finalizado</i>	64
Figura 36. <i>Prototipo final impreso en 3D</i>	64
Figura 37. <i>Aplicación de filtro EMAE en Arduino</i>	68
Figura 38. <i>Waveform de Nextion a 141% de escalonamiento</i>	70
Figura 39. <i>Curva lineal de escalonamiento para eje y</i>	71
Figura 40. <i>Código de visualización de espirogramas</i>	72
Figura 41. <i>Código para el control del sistema de desinfección</i>	74
Figura 42. <i>Estructura del HMI local</i>	75
Figura 43. <i>Ventana principal de la interfaz</i>	76
Figura 44. <i>Ventana para ingreso de información de pacientes</i>	76
Figura 45. <i>Ventana para iniciar espirometría</i>	77
Figura 46. <i>Ventana de visualización de resultados</i>	78
Figura 47. <i>Ventana para desinfección del equipo</i>	78
Figura 48. <i>Ventana para conexión a red inalámbrica</i>	79
Figura 49. <i>Ventana de soporte técnico</i>	80
Figura 50. <i>Ventana ejemplo de manual de usuario</i>	80
Figura 51. <i>Librerías para ESP8266</i>	81

Figura 52. <i>Conexión a WIFI de la ESP8266</i>	81
Figura 53. <i>Almacenamiento de SSDI WIFI</i>	82
Figura 54. <i>Almacenamiento de contraseña WIFI</i>	82
Figura 55. <i>Declaración de elementos táctiles en Nextion</i>	83
Figura 56. <i>Envío de información a la página web</i>	84
Figura 57. <i>Panel de control del software XAMPP</i>	85
Figura 58. <i>Creación de sesión en Heidi SQL</i>	86
Figura 59. <i>Creación de base de datos</i>	86
Figura 60. <i>Creación de tablas en Heidi SQL</i>	87
Figura 61. <i>phpMyAdmin en local host</i>	88
Figura 62. <i>Flujograma para la creación de la página web</i>	89
Figura 63. <i>Distribución de ventanas de la página web</i>	90
Figura 64. <i>Ventana Login de la página web</i>	90
Figura 65. <i>Mensaje emergente en caso de datos incorrectos</i>	91
Figura 66. <i>Ventana principal de la página web</i>	91
Figura 67. <i>Ventana resultados de la página web</i>	92
Figura 68. <i>Visualización completa de resultados por paciente</i>	93
Figura 69. <i>Opción para imprimir resultados</i>	93
Figura 70. <i>Ventana desinfección de la página web</i>	94
Figura 71. <i>Ventana de manual de usuario de la página web</i>	94
Figura 72. <i>Ventana soporte técnico de la página web</i>	95
Figura 73. <i>Correo electrónico enviado desde soporte técnico</i>	95
Figura 74. <i>Exportación de la BD desde localhost</i>	96
Figura 75. <i>Creación de BD en MYSQL Hostinger</i>	97
Figura 76. <i>Importación de BD a Hostinger</i>	97
Figura 77. <i>Base de datos en phpMyAdmin de Hostinger</i>	97

Figura 78. <i>Código para conexión a base de datos local</i>	98
Figura 79. <i>Código para conexión a base de datos en Hostinger</i>	98
Figura 80. <i>Página espirómetro-mctespel.tech en la web</i>	99
Figura 81. <i>Flujograma de uso del prototipo de espirómetro</i>	101
Figura 82. <i>Valores de referencia espirométricos recomendados</i>	102
Figura 83. <i>MIR Spirobank Smart Spirometer</i>	103
Figura 84. <i>Hisopos para toma de muestras</i>	109
Figura 85. <i>Ejemplo de toma de muestra por hisopos</i>	109
Figura 86. <i>Resultados microbiológicos del espirómetro contaminado</i>	111
Figura 87. <i>Resultados microbiológicos del espirómetro estéril</i>	113

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Comparativa para selección de sensores</i>	46
Tabla 2. <i>Características técnicas del reactor generador de ozono</i>	51
Tabla 3. <i>Comparativa para selección de tarjeta de adquisición de datos</i>	55
Tabla 4. <i>Características técnicas de Nextion NX8048T050</i>	57
Tabla 5. <i>Características antropométricas de los pacientes analizados</i>	104
Tabla 6. <i>Resultados de los pacientes analizados</i>	104
Tabla 7. <i>Datos para calcular la desviación estándar</i>	106

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. <i>Relación de proporcionalidad de la velocidad de giro de la hélice con el flujo.....</i>	65
Ecuación 2. <i>Principio de Bernoulli relación caudal - velocidad</i>	66
Ecuación 3. <i>Principio de Bernoulli relación caudal - volumen.....</i>	66
Ecuación 4. <i>Ecuación de la recta que pasa por dos puntos.....</i>	67
Ecuación 5. <i>Integración de la ecuación de la recta que pasa por dos puntos.....</i>	67
Ecuación 6. <i>Integración de la ecuación de la recta que pasa por dos puntos.....</i>	68
Ecuación 7. <i>Escalonamiento para elementos del tipo waveform de Nextion</i>	70
Ecuación 8. <i>Escalonamiento de flujo volumétrico para waveform</i>	71
Ecuación 9. <i>Escalonamiento de volumen para waveform.....</i>	72

Resumen

El presente trabajo de titulación describe el diseño de un prototipo de espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección. Por medio de estudios preliminares se determina al ozono como un agente desinfectante que inhibe el crecimiento de virus y bacterias en instrumentación médica que entra en contacto directo con la mucosa bucal de una persona. En el capítulo 3 se detalla el diseño del hardware del espirómetro empezando por el modelado CAD de los elementos, el diseño del circuito electrónico que engloba el sistema de alimentación de corriente continua, circuitos de adquisición de señales biológicas y el circuito de control de actuadores con etapa de potencia. En el capítulo 4 se detalla los procedimientos necesarios a nivel de software para procesar e interpretar la señal biológica en parámetros espirométricos que serán utilizados por un médico especialista para realizar un correcto diagnóstico de la función pulmonar de un paciente. Todos los datos proporcionados por el espirómetro podrán ser visualizados en una interfaz remota (página web) programada en HTML, CSS y PHP cuya comunicación con la tarjeta de adquisición de datos, está basada en el protocolo HTTP estableciendo una conexión en red IoMT, adicional se podrán visualizar en una interfaz HMI los procedimientos de registro de datos de pacientes, prueba de espirometría y procedimiento de desinfección. En el capítulo 5 se presenta el análisis e interpretación de resultados donde se realiza la prueba de espirometría en varios pacientes y se compara los valores obtenidos con un espirómetro comercial para validar su efectividad, de igual forma se realizó un análisis microbiológico para comprobar la efectividad el ozono como método de desinfección.

Palabras clave: espirometría, Internet de las Cosas Médicas, neumotacógrafo, métodos de desinfección – ozono.

Abstract

This degree work describes the design of a digital spirometer prototype with a semi-automatic disinfection system. Through preliminary studies, ozone is determined as a disinfectant agent that inhibits the growth of viruses and bacteria in medical instrumentation that has direct contact with the oral mucosa of a person. Chapter 3 details the hardware design of the spirometer, beginning with the CAD modeling of the elements, the design of the electronic circuit that includes the direct current power supply system, biological signal acquisition circuits and the actuator control circuit with a stage. of power Chapter 4 details the necessary procedures at the software level to process and interpret the biological signal in spirometric parameters that will be used by a medical specialist to make a correct diagnosis of a patient's lung function. All the data provided by the spirometer can be viewed on a remote interface (web page) programmed in HTML, CSS and PHP whose communication with the data acquisition card is based on the HTTP protocol connected to the IoMT network, additionally it can be viewed on an HMI interface the patient data recording procedures, spirometry test and debugging procedure. Chapter 5 presents the analysis and interpretation of results where the spirometry test is performed on several patients and the values obtained with a commercial spirometer are compared to validate its effectiveness, in the same way a microbiological analysis was carried out to verify the effectiveness of the ozone as a disinfection method.

Keywords: spirometry, Internet of Medical Things, pneumotachograph, disinfection methods – ozone.

Capítulo I

Introducción.

Antecedentes

Desde su invención por parte de John Hutchinson en el año 1844, y a raíz del desarrollo de aparatos de fácil manejo y cómoda interpretación, la espirometría se ha convertido en pieza básica para el diagnóstico y seguimiento de patologías respiratorias en la valoración del riesgo preoperatorio y en la evaluación de la incapacidad laboral o screening de neumopatías en población de riesgo como fumadores o expuestos a sustancias tóxicas, entre otros (de Ávila, González, & Rodríguez, 2013).

La espirometría es una prueba estandarizada para medir la función respiratoria donde se evalúa las propiedades mecánicas del sistema respiratorio y se identifica obstrucciones al flujo aéreo; su ejecución es sencilla, rápida y no invasiva (Benítez, Bouscoulet, & Villca, 2016). Según Díaz, Pabon, Vera, & Gomez (2019) en su investigación denominada “Espirómetro Electrónico Portátil con Visualización en Dispositivo Móvil” el avance de la tecnología permite el desarrollo de equipos electrónicos y digitales focalizados a brindar servicios médicos de forma remota en diversas áreas de estudio, como es el propósito del presente trabajo de investigación.

Estudios previos muestran el diseño de espirómetros con distintos tipos de sensores, denominados neumotacógrafos, tales como: de presión, piezoeléctricos, ultrasónicos, de cuña, de turbina con optoacopladores, entre otros; que proporcionan datos de diferencia de presión en función de la espiración de cada individuo, mismos que facilitan la interpretación de una señal física en una eléctrica, para ser analizada de forma digital.

En el proyecto de tesis de Limachi (2018) hace referencia al empleo de una turbina con optoacopladores como neumotacógrafo; mismo que es excitado cuando ésta gira, cortando el haz de luz y generando un tren de pulsos que van a ser procesados por un microcontrolador, teniendo como señal de salida el índice de flujo de gases espirados.

La electromedicina es una rama de la ingeniería biomédica que trata exclusivamente del diseño, fabricación y uso de equipamiento electrónico de utilidad médica. Estos dispositivos se utilizan para el mantenimiento preventivo, planificación, aplicación y desarrollo de los sistemas con los que se configuran los equipos médicos necesarios para el diagnóstico de patologías a través de exámenes y en los tratamientos médicos (Euroinnova, s.f.).

La importancia de esta rama dentro de la ingeniería como de la medicina radica en su funcionamiento correcto ya que genera un diagnóstico médico de un paciente del cual dependerá su tratamiento y posterior recuperación.

Con el avance de la automática y control dentro del campo de la medicina se han desarrollado prototipos de espirómetros con diversos métodos de control, como es el control difuso. Ejemplo de ello es la investigación de Mazón, Rojas, & Sánchez (2016) denominada “Medición del volumen pulmonar utilizando control difuso en la plataforma LabVIEW” en el cual presentan el diseño, desarrollo y construcción de un espirómetro portátil, cuyo método de análisis es realizado mediante un control de sistema difuso para el procesamiento de datos.

Al aplicarse el desarrollo de las Tecnologías de la Información y Comunicación (Tics) en diversas áreas de la ciencia, dentro del campo de la salud, se hizo notorio el uso del IoT como servicio para la interconexión de varios dispositivos electrónicos empleados en la medicina, a través del internet permitiendo diversas aplicaciones como: telemedicina, redes sociales para la salud, paquetes farmacéuticos inteligentes o dispositivos biomédicos (Sanmartín, Ávila, & Vilora, 2016).

El Internet de Cosas Médicas (IoMT) es una fusión de dispositivos médicos y aplicaciones que están conectados mediante redes. En mención a Alsubaei, Abuhusseini, Shandilya, & Shiva (2019), para pacientes, profesionales médicos, e investigadores, el IoMT es un fuerte apoyo que permite una gran variedad de aplicaciones como: asistencia médica remota, manejo de medicamentos, seguimiento de pacientes, manejo en operaciones, entre

otros. En la actualidad alrededor del 60% de las organizaciones de atención médica ya han adoptado soluciones de IoMT (Udit, 2021).

En diciembre de 2019, un brote de neumonía grave se inició en la ciudad china de Wuhan; estudios etiológicos iniciales indicaban que se trataba de una afección respiratoria causada por un coronavirus al cual se le denominó SARS-CoV-2. Al ser declarada pandemia mundial, en marzo del 2020, debido a su alta carga viral las pruebas tanto de diagnóstico como de tratamiento para enfermedades respiratorias debían ser adaptadas a la situación lo que ha permitido mejorar la tecnología subyacente y ha originado el desarrollo de un sinnúmero de equipos y sistemas de medición más accesibles y de fácil utilización.

Planteamiento del problema

Las enfermedades pulmonares representan un gran riesgo para la población de cualquier edad, principalmente en adultos mayores y, en conjunto con la pandemia mundial por COVID-19, estas afecciones a la salud requieren no sólo de un diagnóstico médico preciso, también necesitan de un tratamiento personalizado para cada paciente realizado por un especialista de la salud.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades pulmonares son la principal causa de mortalidad en todo el mundo. Una enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), representa la tercera causa de mortalidad entre las enfermedades no transmisibles. Afecta aproximadamente a 210 millones de personas. En Latinoamérica se estima que 13.6% de las personas mayores de 40 años la padece. Esto implica una gran carga económica a nivel individual, familiar, social e institucional (Martínez, Vargas, Hernández, Chaia, & Pérez, 2017).

Según el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos INEC (2021) en su informe denominado “Registro estadístico de camas y egresos hospitalarios 2020”, durante el año 2019 existe 29.066 pacientes que fueron internados en diferentes entidades de salud del Ecuador, por enfermedades respiratorias. Para el 2020 el número de personas internadas por las

mismas causas de morbilidad asciende a 70.566 entre las cuales destacan principalmente aquellas ocasionadas por la aparición del COVID19.

Las pruebas pulmonares, especialmente la espirometría, son parte fundamental de la evaluación diagnóstica de pacientes con sospecha de enfermedades pulmonares. Además, las pruebas de función pulmonar (PFP) se efectúan para determinar el riesgo de la limitación del flujo de aire, evaluar la respuesta a los medicamentos y continuar la evolución de la enfermedad (Revelo, 2019).

Las pruebas de espirometría presentan una alta exposición a un riesgo de contagio tanto para pacientes como para personal médico, por lo cual, diversas sociedades científicas tanto nacionales como internacionales han desarrollado recomendaciones en cuanto al uso del espirómetro para evitar los contagios de esta enfermedad, tanto al personal de salud como a los pacientes, donde se indica que no se deben realizar espirometrías a internados con sospecha o diagnóstico de COVID-19 (Ferreira, 2020). Para una prueba normal de espirometría, la boquilla a utilizar debe ser desechada después de cada prueba realizada (implicando un gasto monetario para las instituciones de salud) o esterilizada por parte del personal auxiliar, por lo que, en este estudio se desarrollará un método de desinfección automático, que optimice el uso del dispositivo y minimice las posibilidades de contagio.

Dado que, en el Hospital Andino de la ciudad de Riobamba, se utilizan espirómetros dentro del área de medicina interna como en consulta externa, el equipo a desarrollar deberá tomar en cuenta la normativa existente y dotar al sistema de un sistema de desinfección automático, para evitar los riesgos de contagio durante las mediciones espirométricas.

Como reemplazo directo para la prueba de espirometría, los profesionales especializados en este campo médico han optado por usar exámenes de imagen como tomografías o rayos X de pulmones. En base a estas imágenes, se diagnostican lesiones, secuelas o daños a nivel físico para así generar un tratamiento en base a la patología diagnosticada o a la condición de los pacientes; sin embargo, la función pulmonar no es

evaluada, sólo su afectación, omitiendo así información sobre la ventilación respiratoria y perdiendo así la cuantificación de datos que se deben tener en cuenta para un correcto diagnóstico y tratamiento.

Para el desarrollo del campo de la medicina es indispensable el vínculo directo con la ingeniería moderna, ya que permite actualizar equipos médicos, siendo un apoyo para el personal de salud y por ende para la sociedad.

En mención a lo planteado anteriormente, se presenta esta propuesta para desarrollar un prototipo de espirómetro digital semiautomático, que cuenta con una interfaz de usuario propia para el monitoreo de datos tanto numéricos como gráficos que ayudará a los médicos a generar un diagnóstico y tratamiento adecuado en base a las condiciones del paciente. El prototipo propuesto será validado mediante comparación de resultados con un espirómetro de uso interhospitalario y comercial.

Justificación e importancia

La espirometría es un proceso médico de vital importancia que ayuda a los especialistas a determinar si los pulmones funcionan correctamente. Con ello se diagnostica y monitorea enfermedades pulmonares y el porqué de la dificultad para respirar.

Gracias al sistema de desinfección integrado, se busca la reactivación de las pruebas de espirometría en las áreas de consulta externa y medicina interna, con el fin de controlar y reducir el riesgo de contraer alguna enfermedad viral o bacteriana como el COVID-19, mediante la espiración de cada paciente que utilice el dispositivo.

Mediante el desarrollo de una página web se tendrá acceso a la información de los resultados de la prueba de espirometría de cada paciente, a través de cualquier dispositivo electrónico que tenga acceso a la red. Con esto se busca facilitar el acceso a datos sin necesidad de la presencia física del especialista en el momento de la realización del procedimiento.

Objetivos

Objetivo general

- Prototipar un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante loMT para evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba.

Objetivos específicos

- Investigar los principios físicos y matemáticos que rigen el funcionamiento, diseño y desarrollo estructural de un neumotacógrafo para la elaboración de un prototipo que permitirá obtener de forma precisa el índice de flujo de gases espirados.
- Analizar e implementar un sistema de desinfección semiautomático que se adapte al neumotacógrafo, en base al análisis estructural del entorno de trabajo, considerando la geometría y el estudio de materiales para garantizar su total seguridad.
- Diseñar los circuitos necesarios para el acondicionamiento de la señal emitida por el neumotacógrafo; así como su emisión, recepción e interpretación a través de una tarjeta de adquisición de datos para el tratamiento posterior de dicha señal.
- Programar y diseñar una interfaz local y remota mediante pantalla HMI y diseño de página web con uso del loMT para el monitoreo de resultados.
- Modelar el diseño CAD mediante softwares de diseño asistido por computador para realizar los planos del espirómetro y simulación del ensamblaje.
- Analizar los resultados obtenidos con el prototipo funcional, con el fin de realizar una comparación con un espirómetro comercial hospitalario.
- Validar los resultados de los parámetros espirométricos obtenidos en pacientes de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino para verificar la eficacia del proyecto.

Hipótesis

El desarrollo de un prototipo de espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoMT permite evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa, cumpliendo normas de funcionamiento y bioseguridad para espirómetros.

Variables de la investigación

Variable independiente

- Prototipo de un espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoMT.

Variables dependientes

- Control de funcionamiento y normas de bioseguridad del espirómetro.
- Evaluación de la función pulmonar de pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa del Hospital Andino de Riobamba.

Capítulo II

Fundamentación teórica.

Sistema respiratorio

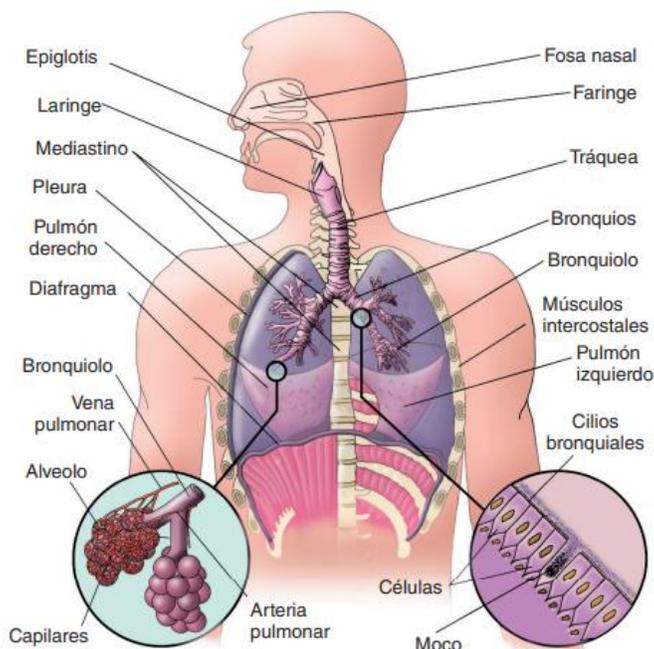
La estructura del sistema respiratorio es de vital importancia para el cuerpo humano, ya que interviene principalmente en la oxigenación de la sangre.

Existen dos tipos de respiraciones: la que ocurre entre la sangre y la atmósfera donde existe un intercambio entre oxígeno y dióxido de carbono denominada respiración externa, y la que ocurre entre la sangre de los capilares y las células de los tejidos en donde se localizan esos capilares denominada respiración interna (Reiriz, s.f).

Los órganos que conforman el sistema respiratorio se detallan en la figura 1, su función es la distribución de aire e intercambio de gases, ésta última es propia de los alvéolos.

Figura 1.

Estructura anatómica del sistema respiratorio



Nota. Tomado de *Técnicas básicas de enfermería* (p.134), por Pérez & Fernández, 2011,

McGrawHill.0020

Mecánica de respiración

El músculo más importante durante la respiración es el diafragma, cuando éste se contrae forzando el contenido abdominal hacia abajo y aumentando la cavidad torácica, se produce lo conocido como inspiración o inhalación (Whitlock, Sill, & Jain, 2020).

Tanto la inspiración (entrada de aire en los pulmones) y la espiración (salida de aire de los pulmones) son el resultado del equilibrio de presiones. Por lo tanto, la mecánica respiratoria es un cambio continuo de presiones provocada por los cambios en el volumen de la caja torácica.

Volúmenes y capacidades pulmonares

Un método simple para estudiar la ventilación pulmonar consiste en registrar el volumen de aire que entra y sale de los pulmones, es lo que se llama realizar una espirometría. Se ha dividido el aire movido en los pulmones durante la respiración en 4 volúmenes diferentes y en 4 capacidades diferentes (Reiriz, s.f).

Entre los volúmenes pulmonares se diferencian:

Volumen corriente o volumen tidal (VC): es el volumen que se espira o inspira en una respiración estándar.

Volumen de reserva inspiratoria (VRI): es el volumen de aire extra que puede inspirar una persona por encima de su VC.

Volumen de reserva espiratoria (VRE): es la mayor cantidad de aire expulsado de forma forzada después de terminar una espiración normal.

Volumen residual (VR): este valor no es cuantificado de forma directa debido a que es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una espiración. Éste no puede ser eliminado ya que proporciona el aire para que los alvéolos realicen sus funciones.

Las capacidades pulmonares que tiene el sistema respiratorio son una combinación de dos o más volúmenes pulmonares.

Capacidad inspiratoria (CI): es la cantidad de aire que se inspira al comenzar una espiración normal mientras los pulmones se relajan lo máximo posible. Matemáticamente es la suma del volumen corriente más el de reserva inspiratoria (VC+VRI).

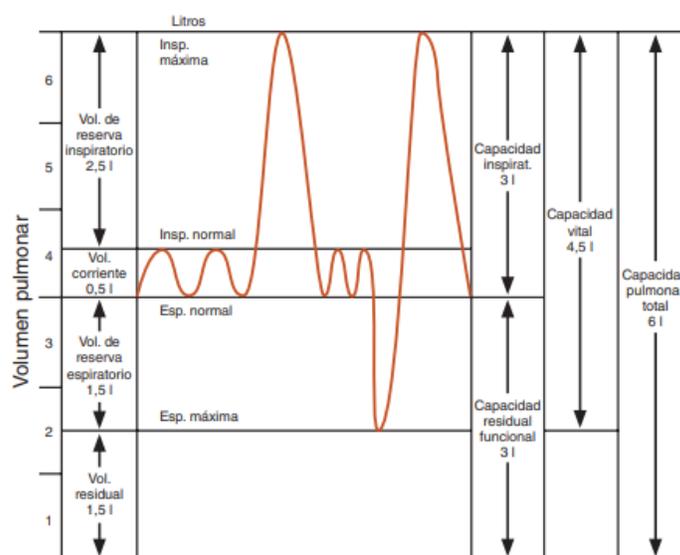
Capacidad residual funcional (CRF): es la combinación del volumen de reserva espiratorio con el residual (VRE+VR).

Capacidad vital (CV): cantidad máxima de aire que una persona puede eliminar de sus pulmones después de haber realizado una aspiración máxima. Es la sumatoria de los volúmenes respiratorios (VRI+VC+VRE). Clínicamente este valor es el más importante para realizar un análisis de cómo los pulmones evolucionan tras procesos de rehabilitación o diagnóstico.

Capacidad pulmonar total (CPT): es la única combinación entre un volumen (residual) y una capacidad (vital), mide el volumen máximo que los pulmones contienen después de una inspiración máxima.

Figura 2.

Registro de volúmenes y capacidades pulmonares



Nota. Tomado de *Técnicas básicas de enfermería* (p.139), por Pérez & Fernández, 2011,

McGrawHill.

Pruebas de la función pulmonar (PFP)

Son pruebas respiratorias que sirven para averiguar si la inhalación y exhalación del aire en los pulmones está correctamente y si el oxígeno que ingresa al cuerpo es el adecuado.

Las PFP más comunes son la espirometría, los estudios de difusión y la pletismografía corporal (Corn, 2014).

Espirometría: Es la prueba de función pulmonar más solicitada. El equipo que se utiliza es un espirómetro, éste mide la cantidad de aire que los pulmones pueden inhalar y a su vez exhalar de forma rápida.

Estudios de difusión: Se realizan para averiguar si el oxígeno del aire que se inhala en los pulmones pasa correctamente a la sangre.

Pletismografía corporal: Es una prueba que indica cuánto aire hay en los pulmones después de inhalar profundamente y cuánto aire queda en su interior luego de exhalar todo lo que el paciente puede (Corn, 2014).

Espirometría

Consiste en el análisis de la magnitud de los volúmenes pulmonares y la rapidez de movilización de estos en circunstancias controladas. La espirometría sirve para ver el tamaño de los pulmones y el calibre de los bronquios (Beltrán, 2013).

Es una prueba de función respiratoria que evalúa las propiedades mecánicas de la respiración, es decir mide volúmenes, flujos respiratorios y la capacidad de acumular y mover aire en los pulmones de un paciente. Existen dos tipos de espirometrías:

Espirometría simple: el paciente realiza una expiración máxima no forzada tras una inspiración máxima.

Espirometría forzada: el paciente realiza una expiración máxima forzada en el menor tiempo posible tras una inspiración máxima.

Es la técnica más útil y se utiliza con mayor frecuencia, debido a que calcula volúmenes estáticos y su relación con el tiempo (flujos respiratorios). De acuerdo con la señal censada los espirómetros se clasifican en espirómetros de flujo y espirómetros de volumen.

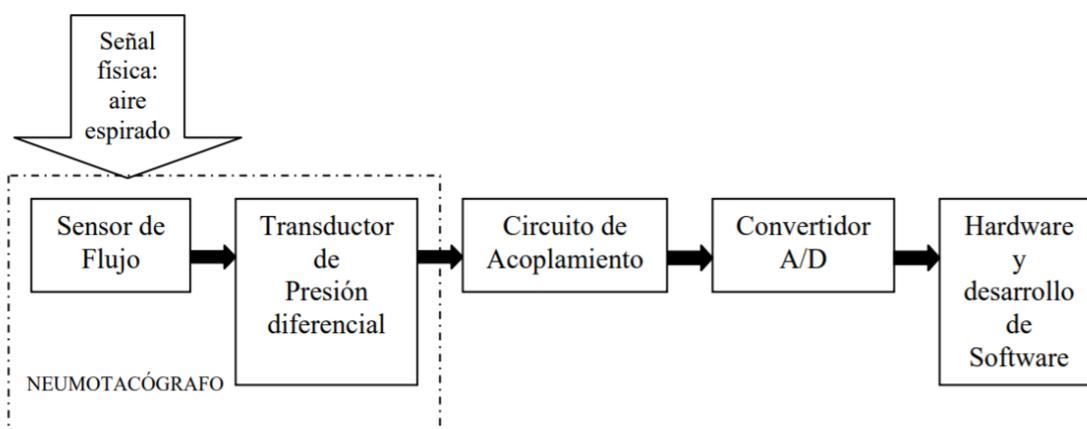
Los espirómetros de flujo miden directamente el flujo ventilatorio y por integración el volumen. Los espirómetros de volumen obtienen el volumen ventilatorio directamente y por diferenciación del flujo.

Para lograr un procesamiento eléctrico habitualmente se eligen los espirómetros de flujo, el procedimiento más común es por medio de dispositivos donde el caudal ya sea de aire o líquido, produce una diferencia de presión como respuesta a una obstrucción en el flujo.

El diagrama de bloques de un espirómetro de flujo digital, que se presenta en la figura 3, consta de: un sensor de flujo gaseoso (neumotacógrafo), un transductor de presión, circuito de acoplamiento, convertidor A/D y un dispositivo computacional que incluye el acoplamiento en hardware procesamiento digital y el desarrollo de software (Domínguez, 2017).

Figura 3.

Diagrama de bloques de un espirómetro digital



Nota. Tomado de *Diseño y Construcción de un Espirómetro Digital con Interfaz en LabVIEW* (p.40), por Domínguez, 2017.

Parámetros espirométricos

Según de Ávila, González & Rodríguez (2013) en su investigación “Las 4 reglas de la espirometría” las mediciones principales que se obtienen a partir de una espirometría forzada son:

Capacidad Vital Forzada (FVC): máximo volumen de aire exhalado después de una inspiración máxima expresado en mililitros o en tanto por ciento. Su valor normal es de unos 3 – 5 litros, y debe ser mayor del 80% del valor teórico.

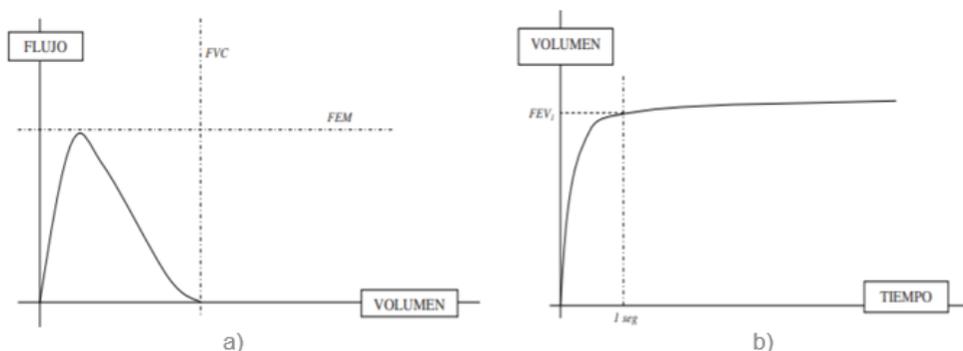
Volumen espiratorio máximo en el primer segundo (FEV1): cantidad de aire que se moviliza en el primer segundo de una espiración forzada. Su valor normal es mayor del 80%

Cociente FEV1 / FVC: aporta información sobre qué cantidad del aire total espirado lo hace en el primer segundo. Es una tasa, por lo que suele representarse en tanto por ciento, Su valor normal es mayor del 70%.

Flujo espiratorio máximo (PEF): cantidad máxima de aire que puede exhalarse por segundo en una espiración forzada. Es el pico máximo de flujo que se obtiene de la curva flujo–volumen (ver figura 4.a) y se produce antes de haber expulsado el 15% de la FVC.

Figura 4.

Curvas espirométricas: a) Curva flujo – volumen b) Curva volumen – tiempo



Nota. Tomado de *Las 4 reglas de la espirometría* (p.9), por de Ávila, González, & Rodríguez, 2013, Cuadernos de atención primaria.

Neumotacógrafos

A nivel médico, en las mediciones del flujo aéreo se utilizan los neumotacógrafos, su funcionamiento se basa en el principio de medición de presión producida por la obstrucción en el flujo, aunque con variación en las leyes que rigen su comportamiento.

Los neumotacógrafos con sensores de flujo gaseoso que transforman la señal primaria (aire aspirado por pacientes) en presión diferencial proporcional producida por la presencia de una resistencia neumática, esta resistencia es conocida como neumotacógrafo (Adriano, 2010).

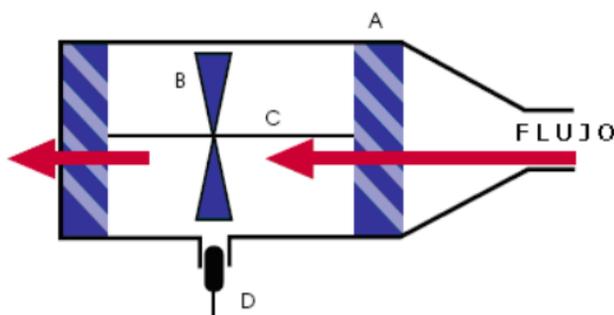
Tipos de neumotacógrafos

Los diferentes tipos de neumotacógrafos se dividen dependiendo del tipo de resistencia que utilice en su interior.

Turbina: consta de un eje sobre el cual gira una hélice gracias al flujo de aire. Mediante un sensor se mide la velocidad de giro y, en función a estas revoluciones, se calcula el flujo de aire, mismo que al integrar se obtiene el volumen.

Figura 5.

Neumotacógrafo de turbina

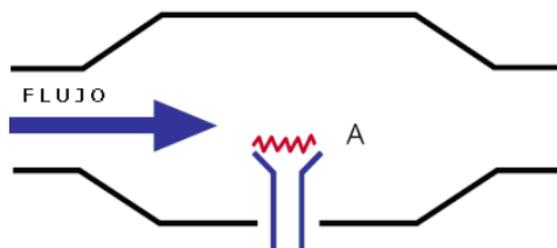


Nota. Donde A representa las aspas para dirigir el flujo de aire, B: hélice y C: eje de la hélice, D; sensor óptico para medir velocidad. Tomado de *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo* (p.39), por Mejía, 2010, Universidad Nacional Autónoma de México.

Hilo caliente (termistor): consta de un hilo metálico normalmente de platino el cual es calentado a una temperatura constante. Cuando hay paso de flujo de aire, este hilo se enfría y el equipo debe suministrar energía para que el hilo mantenga su temperatura. Esta corriente consumida es proporcional al flujo de aire.

Figura 6.

Neumotacógrafo de hilo caliente

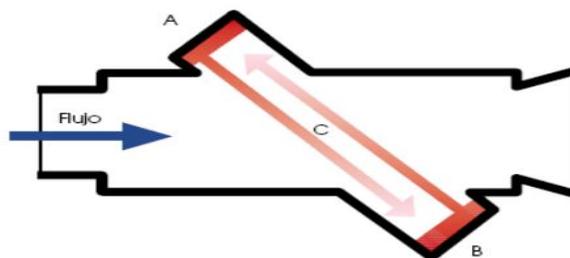


Nota. Donde A es el hilo de platino. Tomado de *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo* (p.40), por Mejía, 2010, Universidad Nacional Autónoma de México.

Ultrasónicos: emplean el efecto Doppler para medir la velocidad en la que las partículas se propagan dentro del flujo. La diferencia de tiempo que tardan los ultrasonidos en llegar a un receptor es proporcional al flujo.

Figura 7.

Neumotacógrafo ultrasónico



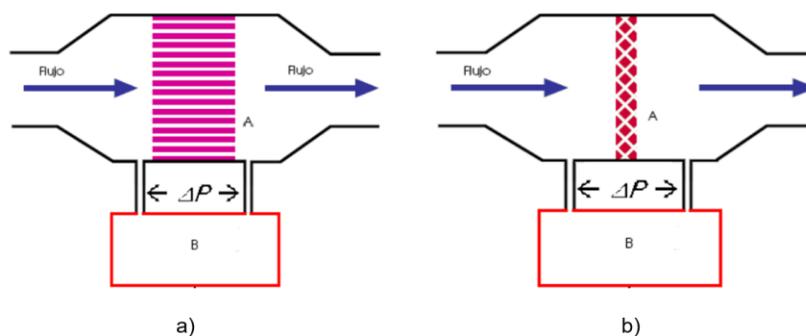
Nota. Donde A y B son emisor y receptor y C: haces de ultrasonidos. Tomado de *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo* (p.41), por Mejía, 2010, Universidad Nacional Autónoma de México.

Resistencia neumática: en su interior consta de una resistencia neumática que provoca una diferencia de presión entre la entrada y salida del flujo, este diferencial es proporcional al flujo de gas.

Existen dos tipos de estos neumotacógrafos: cuya resistencia neumática se basa en tubos capilares de aproximadamente 2mm de diámetro y 3cm de longitud (neumotacógrafo tipo Fleish, figura 6a) y los que tienen como resistencia neumática una malla metálica (neumotacógrafo tipo Lilly, figura 6b).

Figura 8.

Neumotacógrafo ultrasónico



Nota. Donde a) neumotacógrafo tipo Fleish y b) neumotacógrafo tipo Lilly. A representa los tubos capilares y la malla metálica respectivamente y B es el sensor de presión diferencial. Tomado de *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo* (p.42-43), por Mejía, 2010, Universidad Nacional Autónoma de México.

Neumotacógrafo de turbina

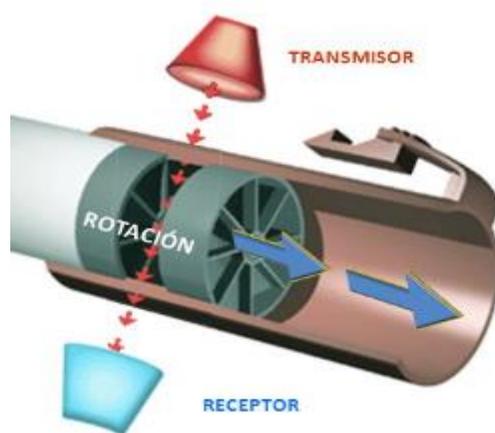
El neumotacógrafo de turbina está diseñado para transformar la señal del flujo de aire exhalado en una señal eléctrica capaz de ser manipulada por cualquier sistema electrónico. Esto se logra empleando el principio de medir la velocidad de un objeto en rotación y determinar su relación proporcional con la velocidad a la que un flujo atraviesa una superficie.

El objeto al cual se mide su velocidad es una turbina de múltiple hélice que reacciona directamente con el flujo de aire emitido por una persona, es decir, a mayor flujo mayor velocidad de giro de la hélice. Dicha velocidad es medida por un sensor aislado por lo que no hay factores externos que afecten los valores detectados.

Una vez obtenida la velocidad se emplea cualquier método de acondicionamiento ya sea analógico o digital para tratar la señal y poder obtener los valores de flujo.

Figura 9.

Estructura interna de un neumotacógrafo de turbina



Nota. Tomado de *Curso de espirometría* por Giner, Burgos, & Sibelmed, 2016.

Sistemas de desinfección de instrumentación médica

La central de esterilización dentro de un hospital es muy importante para la prevención de infecciones asociadas a una desinfección inapropiada de objetos reusables incluyendo el equipo endoscópico, el equipo de cuidado respiratorio, transductores y equipos de hemodiálisis reusables (Acosta & de Andrade, 2008).

Existen varios métodos de desinfección, sin embargo, a falta de instrucciones del fabricante normalmente la limpieza se basa en un detergente líquido de uso hospitalario seguida por una desinfección de nivel bajo dependiendo de la naturaleza y grado de contaminación.

Se conoce como desinfectante a preparaciones germicidas y bactericidas, que se utiliza para eliminar microorganismos patógenos, y disminuir las infecciones asociadas con el cuidado de la salud (JaveSalud, 2017).

Varios son los métodos de desinfección para equipos médicos que se usan actualmente. Éstos pueden ser aplicados en forma de aerosoles, nieblas o luz. Dependiendo de la concentración química de cada agente desinfectante, su acción es de bajo, medio o alto nivel frente a contaminantes virales, enzimáticos o bacteriológicos.

Entre las alternativas de desinfección más utilizadas están:

- Niebla seca de peróxido de hidrógeno.
- Luz ultravioleta de xenón pulsado (PX-UV).
- Luz ultravioleta UV-C.
- Desinfección por ultrasonidos.
- Desinfección por amonio cuaternario o CIDEX-OPA.
- Desinfección por ozono.

Desinfección por ozono

El ozono (O₃) es una molécula compuesta por tres átomos de oxígeno, es un gas que se caracteriza por tener un gran poder oxidante, lo que lo convierte en una solución eficaz y segura para desinfectar, hospitales e industrias alimentarias (Martínez C. , 2020).

La desinfección por ozono es altamente eficaz debido a que elimina en tu mayoría todo tipo de patógenos ya sean virus, bacterias u hongos, con su gran poder oxidante, siendo así que también es capaz de desactivar por completo microorganismos.

Una de sus principales ventajas es encontrarse ya en el ambiente y, al ser un gas, tiene la capacidad que tiene de propagarse por cada zona que necesite ser esterilizada. A pesar de ser un agente oxidante no tiene la capacidad de dañar las superficies a las que está expuesta,

puesto que las concentraciones de ozono necesarias para exterminar agentes contaminantes son muy bajas, así como el tiempo de exposición requerido.

No deja residuos perjudiciales para el ser humano, ya que al descomponerse los residuos que presenta son moléculas totalmente de oxígeno. Se recomienda realizar desinfecciones sin la presencia de personas debido a que puede ocasionar molestias en la gargantas o ardor en los ojos, sin llegar a ser de alto riesgo, pero de preferencia se necesita evitar estas complicaciones.

El ozono es un sistema de desinfección eficaz, seguro, sostenible y económico a diferencia de otros métodos existentes. Tanto en aire como en agua, los generadores de ozono tienen un bajo consumo eléctrico. En el caso de la ozonización en agua, ésta permite además un ahorro económico en detergentes y reduce la necesidad de utilizar agua caliente (Martínez C. , 2020).

Mediante los generadores de ozono (ozonizadores, figura 8) se aplica de manera controlada el gas, obteniendo principalmente tres ventajas en un proceso completo: desodorización, desinfección y oxigenación (Cosemar Ozono, S.L., s.f).

Figura 10.

Modelos de generadores de ozonos



Nota. Tomado de *Desinfección con generadores de ozono*, por CosemarOzono, s.f.

Adquisición de señales

Es el proceso de realizar mediciones de fenómenos físicos y registrarlos para su análisis posterior, las señales se convierten del dominio analógico al dominio digital y luego se graban en un medio digital (DeweSoft, 2020).

Los sistemas modernos de adquisición de datos constan de cuatro componentes esenciales que forman toda la cadena de medición de los fenómenos físicos:

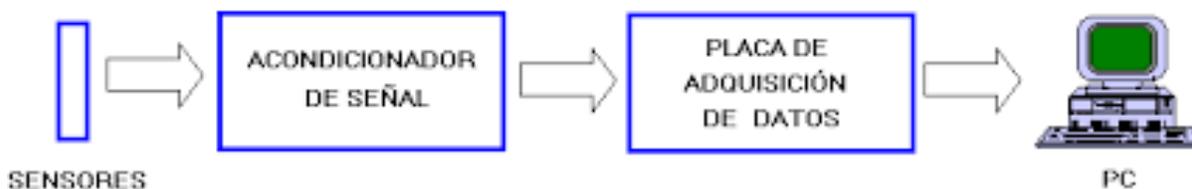
- Sensores
- Acondicionamiento de Señal
- Convertidores Analógico-Digital
- Computadora con software para registro y análisis de señales

Un sistema típico de adquisición de datos tiene múltiples canales de circuitos de acondicionamiento de señales que proporcionan la interfaz entre los sensores externos y el subsistema de conversión A/D.

El uso de una tarjeta de adquisición de datos (DAQ) permitirá dar el debido tratamiento a todas aquellas señales analógicas que se deseen analizar, dado que interiormente tiene conversores ADC para procesar las señales y enviar la información digital, por sus canales de salida.

Figura 11.

Esquema de sistema de adquisición de datos



Nota. Tomado de *Sistemas de adquisición y procesamiento de datos*, por Mora, 2011

Interfaz Hombre – Máquina HMI

HMI son las siglas de Human Machine Interface y se refiere a un dispositivo que permite la comunicación entre un usuario con una máquina, software o sistema. Este dispositivo puede ser una pantalla como medio de interacción. Gracias a los HMI se muestran datos en tiempo real y permiten al usuario controlar el sistema con una interfaz gráfica de usuario.

Se trata básicamente de un panel de instrumentos del operario. Es la principal herramienta utilizada por operarios y supervisores de línea para coordinar y controlar procesos industriales y de fabricación. El HMI traduce variables de procesos complejos en información útil y procesable (Wonderware, 2018).

Son una forma en la que el usuario u operario puede interactuar con alguna máquina o software y de esa forma poder tener un control directo e instantáneo de cualquier tipo de operación.

Por lo general este tipo de interfaces son altamente utilizadas en el sector industrial donde la interacción de los operadores con la tecnología hace posible que los diferentes procesos industriales se lleven a cabo de manera segura y monitorizada.

Figura 12.

Monitorización por medio de HMI



Nota. Tomado de MES – Manufacturing Execution System, por Gruppo Set, s.f.

El internet de las cosas médicas loMT

Internet de las Cosas o IOT por sus siglas en inglés, es una innovación tecnológica que tiene como objetivo conectar los elementos que usamos diariamente a internet, con el objetivo de aproximar cada vez más el mundo físico a la digital y está en creciente desarrollo su implementación en la industria.

Al proporcionar el régimen de tratamiento basado en datos individuales y dispositivos optimizados según los requisitos fisiológicos, loMT promueve la atención personalizada y un alto nivel de vida. Además, la investigación reciente en los dominios de sensores, redes, nube, movilidad y Big data conducirá a dispositivos médicos asequibles y un ecosistema de salud conectado (Shelke & Sharma, 2016).

El Internet de las Cosas Médicas, permite la interacción máquina a máquina y soluciones de intervención en tiempo real que transformarán radicalmente la prestación de servicios de salud, la asequibilidad y la confiabilidad en un futuro próximo.

El objetivo principal del loMT es ayudar a cuidar a pacientes de la mejor manera posible en tiempo real optimizando los servicios sanitarios, siendo una nueva forma de gestionar la salud; así, las instituciones y centros médicos ahorran costes, mejoran su rentabilidad, reducen tiempos de espera y, sobre todo, mejoran la atención y experiencia del paciente (Kiversal, 2018).

Capítulo III

Diseño de hardware

El avance científico y tecnológico en el ámbito de la salud ha permitido el desarrollo de numeroso equipamiento e instrumental para fines diagnósticos y terapéuticos, a tal punto que hoy en día no se podría concebir una medicina sin la aplicación de equipos electrónicos (Daneri, 2007).

En este capítulo se explicará de forma detallada cómo fue el desarrollo de la parte mecánica y eléctrica del prototipo.

Diseño del neumotacógrafo

Turbina

Para la consideración del diseño del neumotacógrafo fue necesario evaluar características, costes, insumos en el mercado nacional, pros y contras de cada tipo; para lo cual el candidato seleccionado para el desarrollo de este tema es el neumotacógrafo de turbina; debido a la facilidad de implementación, resistencia ante perturbaciones, accesibilidad de precio y dimensionamiento físico ideal para el presente proyecto (Ver tabla 1).

Se optó por utilizar una turbina de doble hélice de la empresa MIR (figura 13) ya que se lo encuentra fácilmente en el mercado.

Figura 13.

Turbina FlowMIR



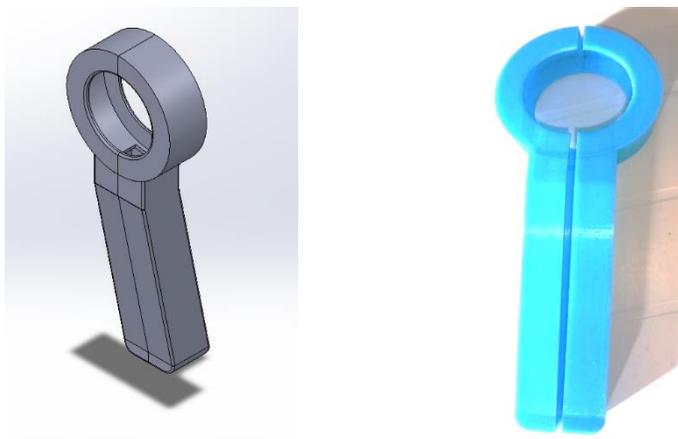
Nota. Tomado de *FlowMIR*, por Swissmed, 2020.

Estuche

El diseño de la estructura mecánica del neumotacógrafo tiene como finalidad servir de apoyo principal entre el usuario que realice la prueba de espirometría y el sensor que interpretará su información. Se tomó en consideración medidas que permitan una correcta empuñadura del usuario, así como una ligera inclinación en el perfil del estuche que permite mayor comodidad de la muñeca mientras el paciente esté utilizando el dispositivo.

Figura 14.

Estuche del neumotacógrafo



Nota. En la parte izquierda se muestra el CAD diseñado para el estuche y en la parte derecha el prototipo final impreso en PLA.

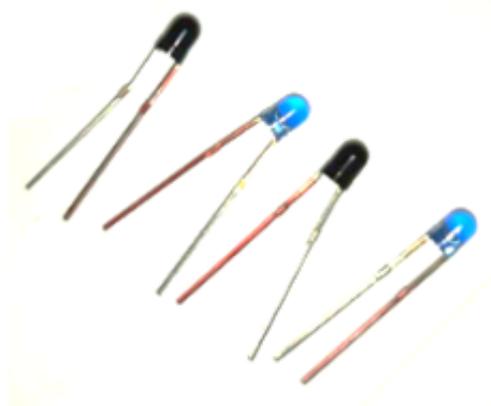
Sensores

Para determinar el sensor apropiado para la construcción del prototipo se ha hecho una comparativa, la cual se muestra en la tabla 1, entre los principales componentes existentes en el mercado tomando en consideración ciertos parámetros para su evaluación tales como tamaño, precio, disponibilidad, exactitud.

Tabla 1.*Comparativa para selección de sensores*

Tipo de Turbina	Con encoder óptico	Con encoder rotacional	Con encoder de efecto hall
Fácil adquisición	Si	Medio	Medio
Maniobrabilidad	Fácil	Fácil	Fácil
Precisión de datos	Si	Si	Si
Durabilidad	Si	Medio	Si
Coste	\$4.48	\$6.50	\$10
Dimensionamiento	Óptimo	Medio	Óptimo
Facilidad de ensamblaje	Fácil	Medio	Medio

El sensor seleccionado es el de encoder óptico, mismo que es elaborado con leds infrarrojos emisor receptor con encapsulado de 3mm (figura 15) con los cuales se podrá interpretar la señal recibida por la turbina del neumotacógrafo y se obtendrán los datos necesarios para la prueba de espirometría.

Figura 15.*Leds infrarrojos emisor receptor encapsulado 3mm*

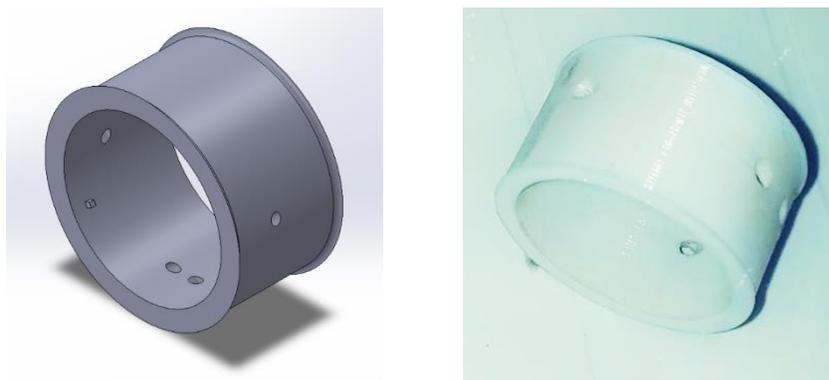
Acoples

Dentro de las consideraciones de diseño se ha optado por elaborar un acople que sirva de intermediario entre el neumotacógrafo y el sensor que interpretará la señal biológica.

El mismo permite distribuir apropiadamente dos pares de sensores que monitorizarán el comportamiento de la hélice de la turbina sin la necesidad de tener contacto directo con la misma o interferir en su comportamiento a lo largo de una prueba de espirometría lo cual es ideal para poder obtener información más precisa.

Figura 16.

Acople para sensores infrarrojos



Nota. En la parte izquierda se muestra el CAD diseñado para el acople de sensores y en la parte derecha el prototipo final impreso en PLA.

Circuito para lectura y acondicionamiento de la señal biológica

Para proceder con la lectura e interpretación de las señales que proporcionan los sensores es necesario que pasen por un proceso de acondicionamiento donde se reduzca la emisión de ruido y permita un paso limpio de la señal hacia la tarjeta de adquisición de datos.

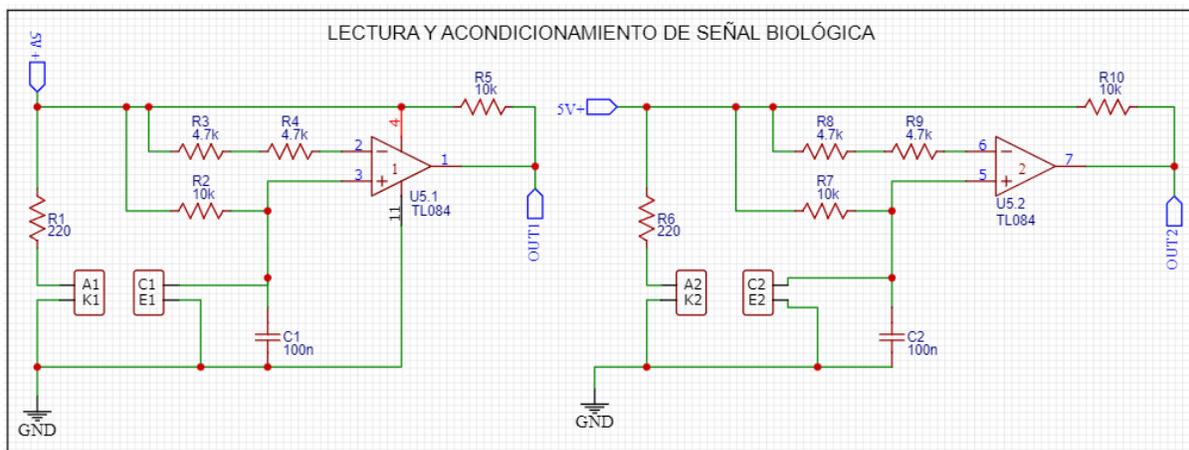
Para ello lo primero que se ha realizado es un ajuste de la emisión de onda en función de su voltaje de entrada, el cual se puede manipular de manera indirecta por lo que la señal del sensor es enviada a un amplificador operacional TL084 (revisar datasheet en anexo A1) en

configuración no inversor el cual permitirá una salida de la señal limpia y manipulable que servirá como aislamiento entre la tarjeta de adquisición de datos y el sensor.

El circuito diseñado se visualiza en la figura 17.

Figura 17.

Circuito de acondicionamiento de la señal biológica



Diseño del sistema de desinfección

Tipos de agentes descontaminantes

El sistema de esterilización de un hospital, especialmente de material e instrumentación que será compartido entre una gran cantidad de pacientes, es muy importante para la prevención de infecciones y contagios.

Un dispositivo médico reutilizable (DMR) es aquel que está fabricado para ser utilizado varias veces después de un proceso de desinfección y esterilización. Estos equipos pueden ser artículos médicos o quirúrgicos que están en contacto con la piel, mucosas o que deben ser introducidos en el cuerpo humano como por ejemplo instrumental quirúrgico, dental, endoscopios, etc.

Las técnicas para descontaminar los DMR se basan en la aplicación de diferentes agentes sobre estos equipos, como, por ejemplo: luz ultravioleta UVC, ozono, nitrógeno líquido, peróxido de hidrógeno, amonio cuaternario, etc.

Para seleccionar el agente descontaminante que se utilizará en este proyecto se tomó en cuenta varios puntos: espacio físico que ocuparía en el prototipo, facilidad de adquisición, estado inicial de la materia, sistema de distribución hacia el neumotacógrafo, si es agente oxidante o corrosivo y si es perjudicial para la salud.

De forma general, agentes como el nitrógeno líquido, peróxido de hidrógeno o amonio cuaternario fueron descartados debido a que son líquidos que requieren de un proceso de evaporación o gasificación para ser utilizados dentro del prototipo de espirómetro ya que al ser un equipo electrónico puede causar problemas al utilizar este tipo de agentes. Por ende, la comparación final se realizó entre la luz ultravioleta UVC y el ozono.

La luz ultravioleta UV tiende a ser un agente germicida siempre y cuando su longitud de onda esté comprendido entre 200 y 280 nanómetros, siendo esta la luz ultravioleta UVC. Conseguir este tipo de iluminaria puede ser complicado puesto que, a nivel de mercado ecuatoriano, estas lámparas en su mayoría son de dimensiones grandes, aproximadamente entre 30 a 55cm, lo cual para este proyecto llega a ser ineficiente.

Por otra parte, el ozono es un agente desinfectante que se basa en disociar la molécula de oxígeno O_2 que se encuentra en el aire por medio de una fuente de energía; al descomponer el O_2 se generan moléculas individuales de oxígeno que posteriormente chocan entre sí, al unirse 3 de estas moléculas se forma un gas denominado ozono.

Finalmente, se escoge el ozono como medio desinfectante por las razones siguientes:

- Fácil adquisición en el mercado de un reactor generador de ozono.
- El tamaño y peso del reactor es compacto para el prototipo de espirómetro a implementar.
- No requiere de recarga de químico debido a que utiliza el aire que se encuentra en el medio ambiente.

- No necesita sistemas adicionales para su correcta implementación, con una fuente de voltaje alterna es suficiente para encender el equipo.
- Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el ozono es el desinfectante más eficiente para todo tipo de microorganismo.

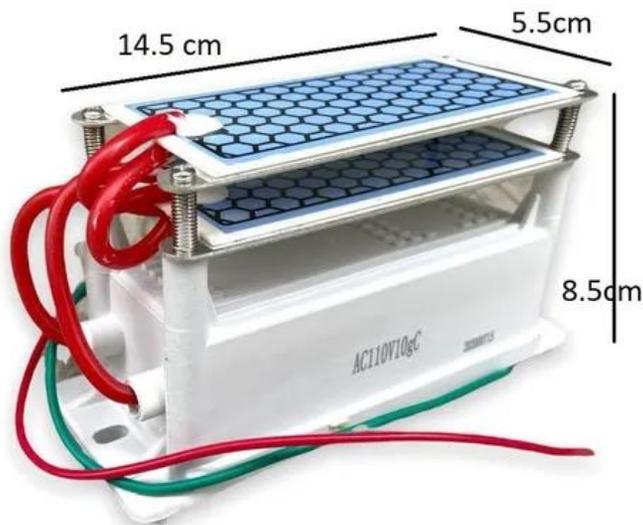
La principal desventaja es que, a grandes cantidades de ozono no controlado absorbidos por el ser humano, puede llegar a ser perjudicial para la salud presentando molestias en la garganta, lagrimeo en los ojos o dolor de cabeza.

Sistema de ozonización

Para la implementación del sistema de desinfección dentro de este proyecto, se utiliza un repuesto de ozonizador comercial que se encuentra en el mercado ecuatoriano (figura 18). Los datos técnicos se observan en la tabla 2.

Figura 18.

Reactor generador de ozono



Nota. El reactor generador de ozono es un repuesto de un ozonizador completo comercial.

Tabla 2.

Características técnicas del reactor generador de ozono

Característica	Descripción
Voltaje de alimentación	110V
Dimensiones	14.5cm*5.5cm*8.5cm
Marca	PDN
Modelo	OZ10G
Concentración	10g/h

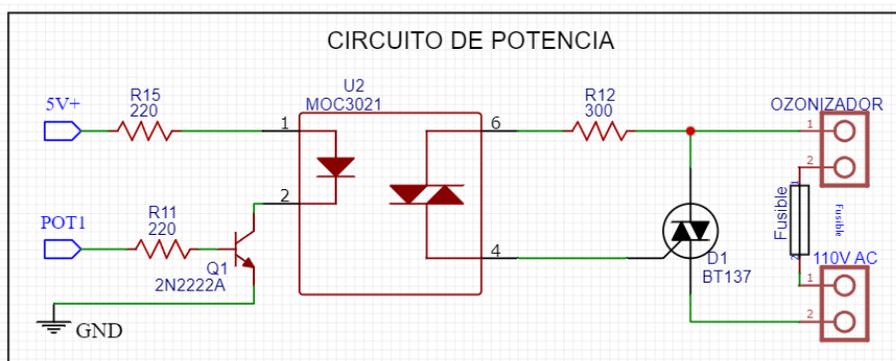
Circuito de potencia

Al emplear un sistema eléctrico de 110V para el funcionamiento del ozonizador es necesario realizar un control eléctrico orientado a potencia mediante el cual a través de una señal de un circuito de control se pueda manipular cargas de alto consumo o en este caso un sistema de desinfección.

Para la separación del circuito de control con el circuito de potencia es necesario emplear un optoacoplador MOC3021 en conjunto con un TRIAC BT137 como elemento de activación de las cargas de potencia. Los datasheets de los componentes están en los anexos A2 y A3 respectivamente. El circuito desarrollado se visualiza en la figura 19.

Figura 19.

Circuito de potencia para el ozonizador



Sistema de distribución de ozono

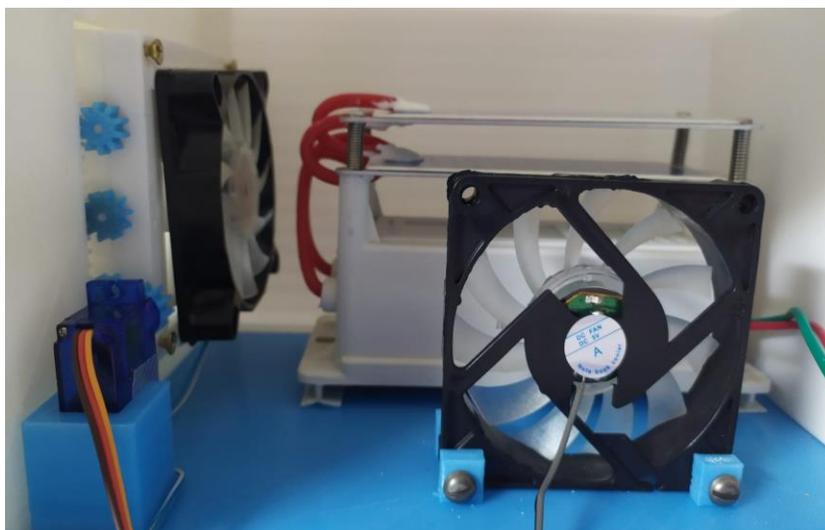
La desinfección por ozono se debe realizar en un ambiente totalmente cerrado por un periodo de tiempo, al concluir el proceso, el espacio desinfectado debe ser ventilado para eliminar cualquier residuo de ozono y a su vez permitir el ingreso de aire.

Para automatizar este procedimiento se implementa un sistema de ventilas, un servomotor y dos ventiladores, los cuales estarán funcionando mediante un control On-Off al igual que el reactor generador de ozono.

La distribución de componentes dentro de la cámara de desinfección se visualiza en la figura 20.

Figura 20.

Cámara de desinfección



En uno de los laterales del equipo hay una abertura en donde será colocado el neumotacógrafo completo con su estuche, internamente, frente a la boquilla insertada se coloca uno de los ventiladores el cual ayudará a distribuir el ozono por todo el conducto de la turbina Flow Mir. El operador médico deberá colocar una tapa en el otro extremo del neumotacógrafo para evitar fugas de ozono al ambiente (figura 21).

Figura 21.

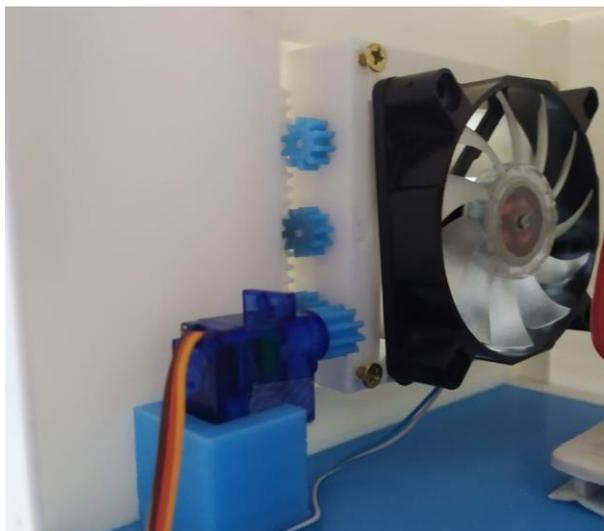
Orificio para ingreso de neumotacógrafo



Terminado el tiempo de desinfección se requiere airear la cámara, para lo cual se diseñó unas ventilas que se abren automáticamente por medio de un sistema de cremallera y engranes que actúan mediante un servo, el sistema se visualiza en la figura 22.

Figura 22.

Sistema de cremallera y engranes para ventila

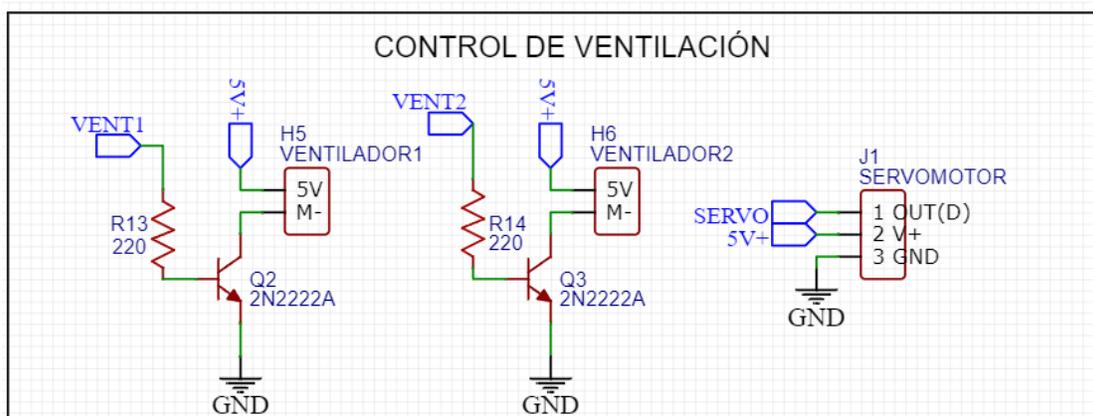


Mientras la ventila se abre el segundo ventilador empieza a funcionar, el objetivo de esto es ayudar a que el ozono restante salga en el menor tiempo posible de la cámara y ésta a su vez se airee. Terminando este proceso la ventila se cierra, los ventiladores se detienen y el

equipo está listo para ser usado nuevamente. El circuito implementado para este control se visualiza en la figura 23.

Figura 23.

Circuito de distribución de ozono



Diseño de la placa electrónica

Selección de la tarjeta de adquisición de datos

Para seleccionar la tarjeta de adquisición de datos, se consideró varias opciones, la más importante de ellas es que cuente con la capacidad de conectarse a una red wifi para así lograr el envío de datos y resultados hacia la página web.

Se tomó también en cuenta otros datos como precio, facilidad de adquisición, espacio que ocupa en el prototipo y lenguaje de programación.

Así, se estudió la viabilidad de utilizar raspberry pi, Arduino uno con módulo wifi externo o NodeMCU ESP8266, la comparativa de estas tarjetas se realizan en la tabla 3.

Tabla 3.

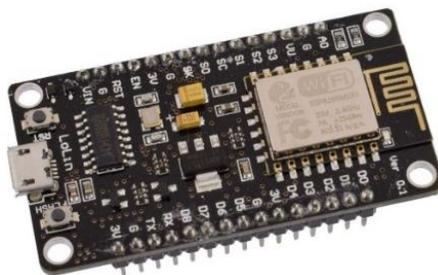
Comparativa para selección de tarjeta de adquisición de datos

Tarjeta electrónica	Raspberry pi 4 2Gb	Arduino Uno	NodeMCU ESP8266
Tipo de placa	Micordenador SoC BCM2711	Microcontrolador SoC ATmega328	Microcontrolador Tensilica L106 SoC ESP8266
Facilidad de adquisición	Medio	Sí	Sí
Dimensiones	12.19x7.59x3.4 cm	8x5.51x2.49 cm	4.9x2.6x1.2 cm
Conexión Wifi	Sí	No	Sí
Precio	\$114.29	\$15.50 + \$3.25	\$8.99

En base a los datos de la tabla 3, se selecciona la tarjeta NodeMCU ESP8266 (figura 24) principalmente por su fácil conexión a una red wifi, así como su precio y dimensiones (revisar datasheet en anexo A4).

Figura 24.

NodeMCU ESP8266



Nota. Tomado de Módulo Esp8266 Ch340 NodeMCU V3 Wifi Desarrollo IoT, por Megatronica, s.f.

Pantalla para HMI local

Para la selección de la pantalla HMI se toma en cuenta principalmente que sea compatible con la NodeMCU ESP8266, que sea táctil y su facilidad de programación.

Se optó directamente por escoger las pantallas Nextion ya que, a pesar de su costo elevado en comparación de otras pantallas, cuenta con su propio software de programación (Nextion Editor, figura 25) lo que es de gran ayuda para el diseño de una HMI visualmente más atractiva y de fácil operación para el usuario, además de contar con su propia librería para Arduino, siendo compatible con la NodeMCU a utilizar. Ambas herramientas se descargan de forma gratuita directamente de su página web oficial.

Figura 25.

Software Nextion Editor



Nota. Tomado de *Nextion Made for HMI GUI development*, por Nextion, 2022.

Con la ayuda de Nextion Editor, el desarrollo de la GUI de la HMI es muy rápido, dado que se basa en arrastrar y soltar componentes como gráficos, texto, botones, etcétera; las instrucciones se basan en texto ASCII para codificar las interacciones de los diferentes elementos.

La pantalla se conecta a la MCU a través de comunicación serial TTL (lógica transistor a transistor, 5V, TX, RX, GND) para proporcionar eventos generados por la Nextion y recuperar datos del Arduino.

El modelo de pantalla escogido fue la Nextion 5" NX8048T050 de la serie básica, sus características técnicas se detallan en la tabla 4. Para información más detallada, revisar los datos técnicos del anexo A5.

Tabla 4.

Características técnicas de Nextion NX8048T050.

Característica	Descripción
Tamaño	5.0"
Resolución	800*480
Panel táctil	Resistiva
RAM	3584 byte
Memoria flash	16 MB
MCU	48MHz

Diseño completo de la placa final. Se diseña en el programa EasyEDA dos placas de circuito impreso PCB; en la primera placa se visualiza los elementos de control y tarjetas electrónicas: ESP8266, módulo microSD, pantalla Nextion y conexión a la fuente de alimentación. En la segunda placa se encuentran los componentes electrónicos como resistencias, capacitores, control de motores, entre otros.

Para la alimentación del circuito se utiliza una fuente conmutada de 12V 5A conectada a un regulador de voltaje conmutado DC-DC LM2596 (ver datasheet en anexo A6) y así tener una administración de voltaje adicional de 5V necesaria para alimentar otros componentes del circuito. No se utiliza el regulador lineal convencional LM7805 debido a que puede

sobrecalentarse al ser conectada a una fuente conmutada, el LM2596 es capaz de disipar el calor de una forma más eficiente.

Para la conexión de los elementos como tarjetas electrónicas, módulos, motores, envío y recepción de señales y fuentes de alimentación se utilizarán conectores hembra – macho y borneras para que el desmontaje de los componentes sea más accesible en caso de necesitar mantenimiento o revisión de equipo, evitando la soldadura directa a la placa.

El diseño de las PCB se realiza en placas de dimensiones de 70x110mm, medidas que se acoplan al CAD que ha sido propuesto en este proyecto. El ancho de pista es de 0.75mm con una separación de 0.5mm para elementos de DC y para el sistema de potencia, por su elevado amperaje, para evitar una ruptura de pista se diseña un ancho de pista más grueso que el de DC, adicional se coloca un fusible de 5x20mm por cuestiones de seguridad.

En la figura 26 se observa el diagrama completo del circuito implementado para este proyecto. Las figuras 27 y 28 muestran el diseño de placa, así como ensamble final.

Figura 26.

Esquema del circuito completo

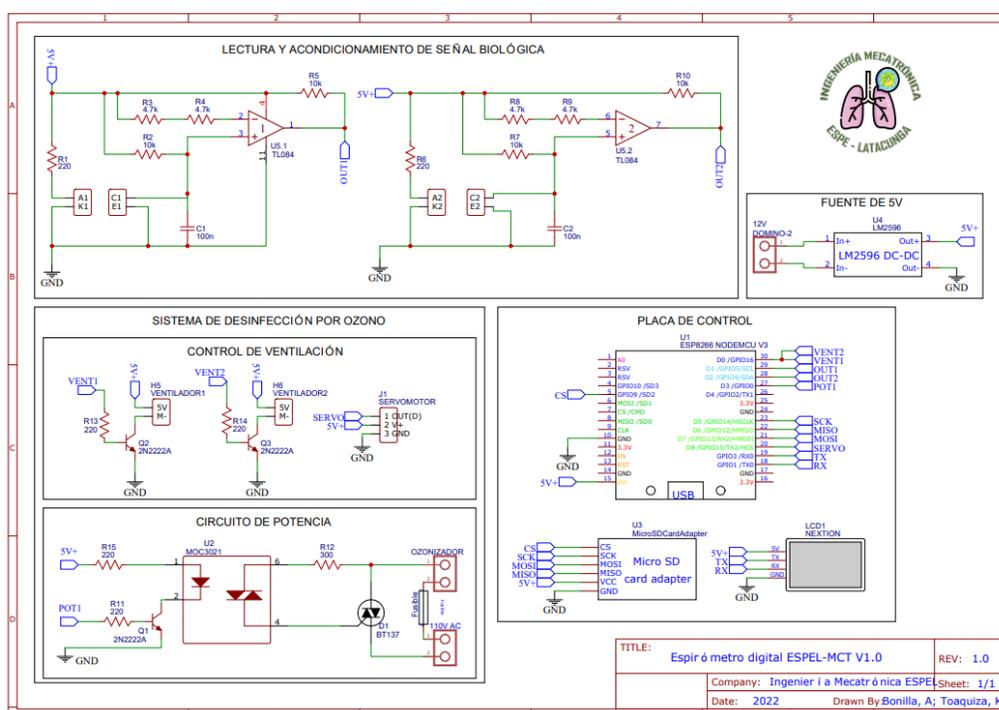


Figura 27.

PCB de placa 1 diseñado en Easy EDA

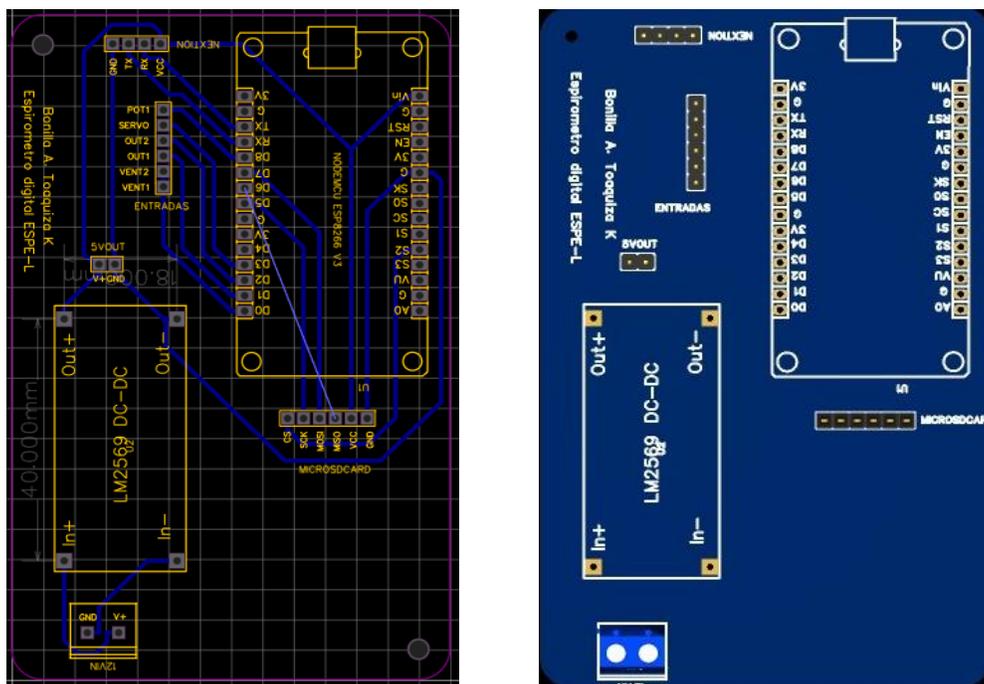


Figura 29.

PCB de placa 2 diseñado en Easy EDA

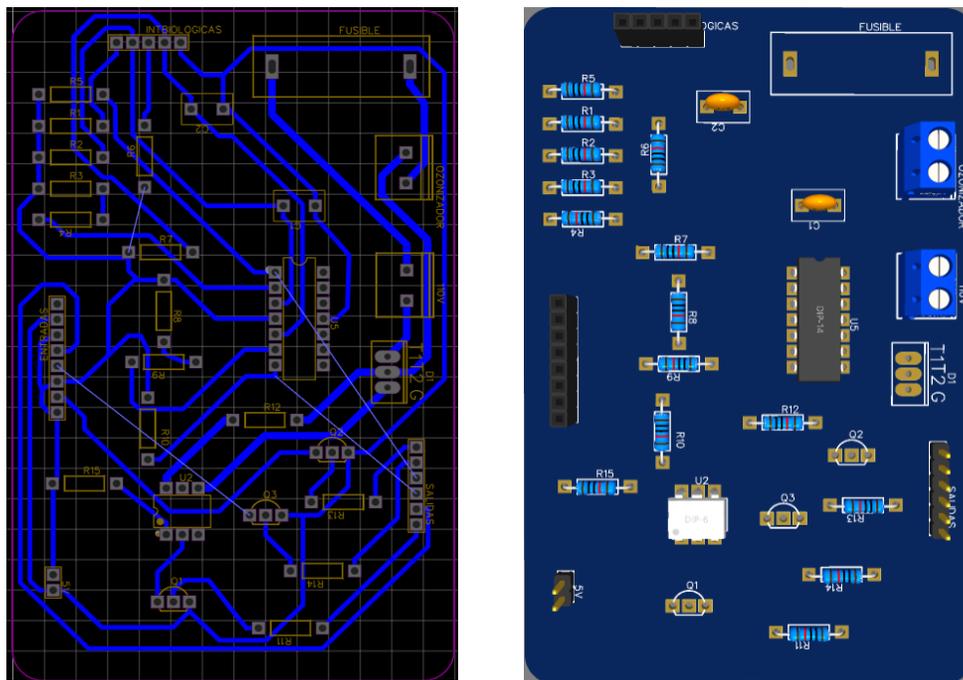
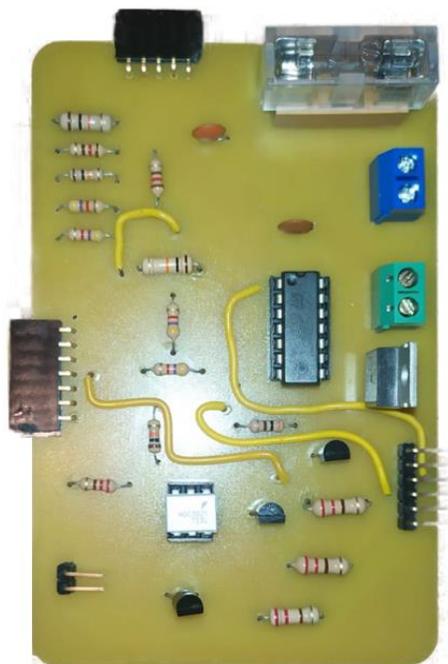


Figura 30.

PCB de placa 2



CAD del prototipo de espirómetro

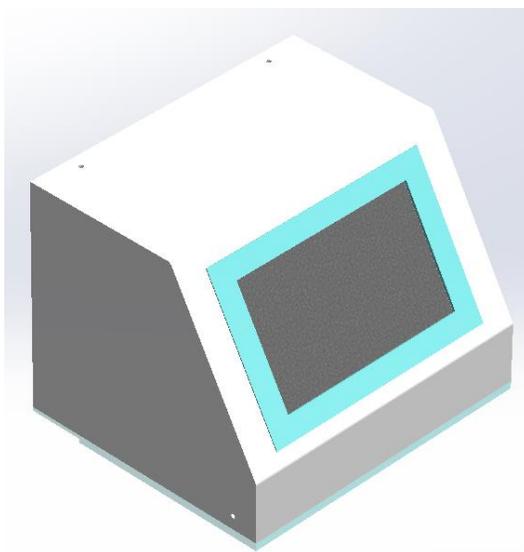
Para el diseño CAD del prototipo de espirómetro se utilizó el software SolidWorks en el que se ha realizado un modelo 3D de cada uno de los componentes que conforman en conjunto el espirómetro.

Se consideró dos partes fundamentales que conforman el prototipo, la primera es el conjunto conformado por la parte electrónica, correspondiente al panel frontal para la visualización de la pantalla HMI, la base en donde se colocará la fuente de poder y los circuitos electrónicos.

Para la parte frontal se consideró un diseño que permite la manipulación directa de la interfaz hombre – máquina, optimizando el espacio interno para la distribución apropiada de los componentes electrónicos.

Figura 31.

Prototipo CAD de parte frontal del espirómetro

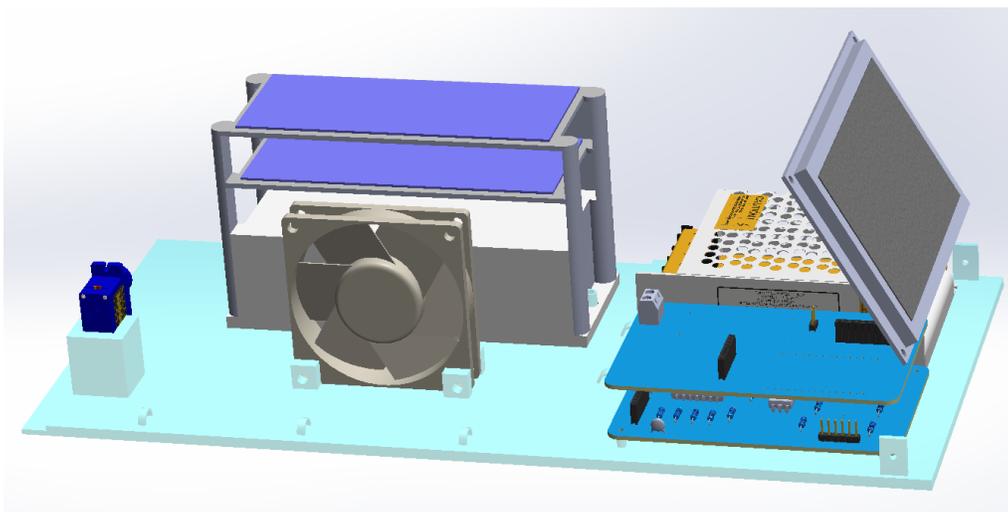


El diseño de la base permite al prototipo trabajar en dos espacios por separado, esto con la finalidad de poder aislar de manera eficiente el espacio de trabajo para el sistema de desinfección. De igual manera está distribuido geoméricamente los diferentes componentes

que abarcan tanto el conjunto de sistemas electrónicos como el conjunto de elementos que conforman el sistema de desinfección.

Figura 32.

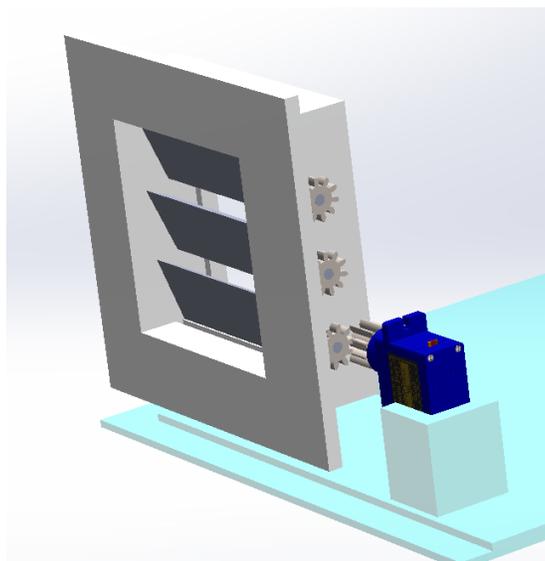
Prototipo CAD de la base del prototipo



El conjunto del sistema de desinfección contiene un subsistema que permite la ventilación apropiada de los elementos internos y a su vez mantiene aislado al sistema mientras se encuentra en su etapa de funcionamiento, como se explicó en el apartado 3.2.4.

Figura 33.

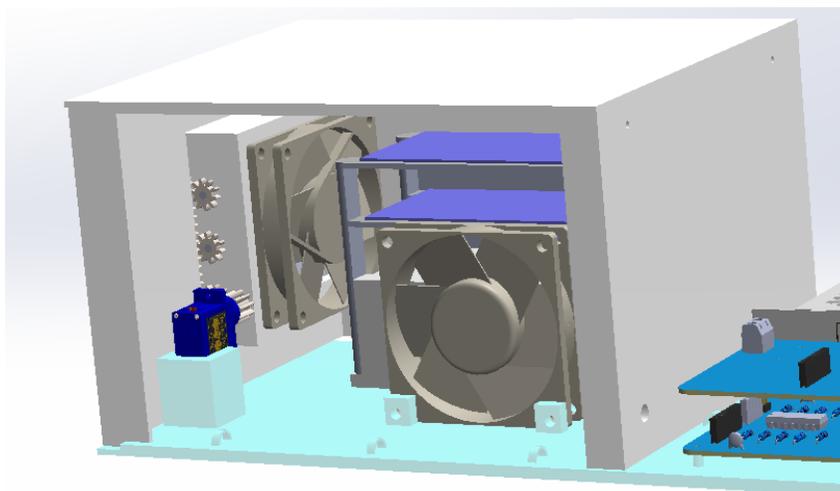
Prototipo CAD del sistema de ventilación



Finalmente, se diseñó una cubierta superior que cumpla con las condiciones de aislar todo el sistema de desinfección para evitar posibles inconvenientes entre la interacción del ozono con la circuitería y a su vez que sea de simple ensamblaje con el resto de las partes, esto con la finalidad de optimizar el espacio brindado y asegurar el funcionamiento correcto del sistema.

Figura 34.

Prototipo CAD cubierta superior del Sistema de Desinfección

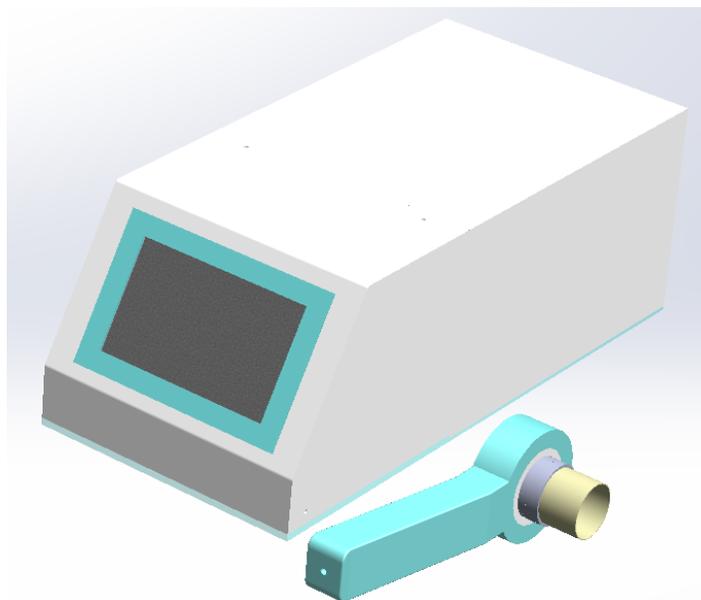


El prototipo final ensamblado incluye todo el apartado del neumotacógrafo, el sistema de desinfección y el conjunto de electrónica e interfaz de usuario con un diseño simple y estética con colores vivos.

Para la construcción física del equipo se opta por imprimir las piezas en 3D con ácido poli láctico PLA, con el fin de facilitar el maquinado y ensamble de las partes además que su costo es accesible. Este material es de larga duración, tiene una buena resistencia, no es tóxico y presenta un buen acabado estético.

Figura 35.

Prototipo CAD Finalizado

**Figura 36.**

Prototipo final impreso en 3D



Capítulo IV

Diseño de software.

Procesamiento de señal biológica

Lectura de datos del sensor

Una vez obtenida la señal biológica en la tarjeta de adquisición de datos es necesario procesarla para obtener la información adecuada.

Lo primero es traducir la señal de pulsos emitidos por la hélice a revoluciones por minuto. Empleando la lógica de analizar el número de pulsos por cada vuelta de la hélice y proyectar ese dato a lo largo de 60 segundos, para obtener el número de revoluciones por minuto. Seguido de esto se procede a calcular la velocidad de flujo del aire inhalado o exhalado.

Para eso se considera la siguiente ecuación:

$$vf = vh * ct$$

Donde:

$$vh = \text{velocidad de la hélice}$$

$$vf = \text{velocidad de flujo del aire}$$

$$ct = \text{constante de la turbina}$$

Ecuación 1.

Relación de proporcionalidad de la velocidad de giro de la hélice con el flujo

Nota. Tomado de *Diseño e implementación de un polisomnógrafo con transmisión de datos*

inalámbricos, por Gómez & Silva, 2014

La ecuación 1 considera que la velocidad de giro de la hélice de la turbina es directamente proporcional a la velocidad del aire del flujo multiplicada por una constante de proporcionalidad que depende del tipo de turbina empleada.

Una vez obtenido el dato de velocidad se procede a determinar el flujo de aire empleando el principio de Bernoulli, donde relaciona la velocidad de un fluido con respecto al área del canal por el cual está circulando.

$$Q = Ac \cdot vf$$

$$Q = \pi \cdot r^2 \cdot vf$$

Donde:

$$Q = \text{Flujo Volumétrico}$$

$$Ac = \text{Área circular de la boquilla}$$

Ecuación 2.

Principio de Bernoulli relación caudal - velocidad

Nota. Tomado de ¿Qué es la tasa de flujo volumétrico?, por Khan Academy, s.f.

Finalmente, una vez determinado el valor del flujo es posible calcular el volumen pulmonar empleando el mismo principio de Bernoulli que define al flujo volumétrico como una variación del volumen pulmonar respecto al tiempo.

$$Q = \frac{\Delta V}{\Delta t}$$

$$\Delta V = Q \cdot \Delta t$$

$$\int_{t_1}^{t_2} \Delta V = \int_{t_1}^{t_2} Q \cdot \Delta t$$

$$V = \int_{t_1}^{t_2} Q \cdot \Delta t$$

Donde:

$$\Delta t = \text{Variación del tiempo}$$

$$\Delta V = \text{Variación del volumen}$$

Ecuación 3.

Principio de Bernoulli relación caudal - volumen

Nota. Tomado de ¿Qué es la tasa de flujo volumétrico?, por Khan Academy, s.f.

Si se considera un intervalo de tiempo de muestreo definido como Δt y al flujo volumétrico como un valor que se actualiza en cada intervalo de tiempo de muestreo, se utiliza el principio de la ecuación 4 de la recta dada por dos puntos en donde los valores del punto $A(x_1, y_1)$ están dados por el tiempo inicial y el flujo volumétrico inicial respectivamente, y el punto $B(x_2, y_2)$ están dados por el tiempo final y el flujo volumétrico final respectivamente.

$$y = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}(x - x_1) + y_1$$

Donde:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$y = m(x - x_1) + y_1$$

Ecuación 4.

Ecuación de la recta que pasa por dos puntos

Nota. Tomado de *Geometría Analítica*, por Lehmann, 1989.

La integral respecto al tiempo de esta curva da como resultado el volumen pulmonar.

$$V = \int_{t_1}^{t_2} y \, dx$$

$$V = \int_{t_1}^{t_2} (m(x - x_1) + y_1) \, dx$$

$$V = \left(\frac{m}{2} * x^2 - m * x_1 * x + y_1 * x \right) \Big|_{t_1}^{t_2}$$

$$V = \frac{m}{2} * [(t_2)^2 - (t_1)^2] + [t_2 - t_1] * [y_1 - m * x_1]$$

Ecuación 5.

Integración de la ecuación de la recta que pasa por dos puntos

La ecuación 5 se utiliza para la programación de la tarjeta Arduino del proyecto, en la determinación del volumen pulmonar.

Obtención de parámetros espirométricos

Para el cálculo de los valores espirométricos es necesario emplear los datos obtenidos a partir del neumotacógrafo, mismos que al brindar flujo volumétrico (Ecuación 2) y volumen pulmonar (Ecuación 4) se puede estimar los valores de FVC, FEV1, PEF y FEV1/FVC.

Se aplica un filtro digital a los datos de Flujo Volumétrico para eliminar el ruido generado por el sistema debido a los múltiples factores que producen interferencias como: perturbaciones durante la ejecución de la espirometría o ruidos eléctricos generados en las PCB. El filtro seleccionado es la media móvil exponencial (EMA) también conocido como promedio móvil ponderado exponencialmente mismo que funciona como un filtro pasa bajo de primer orden, permite el suavizado de la señal en función de la manipulación de una constante “alpha” cuyo valor oscila desde 0 hasta 1.

$$S(t) = \begin{cases} Y(0) & t = 0 \\ \alpha Y(t) + (1 - \alpha)S(t - 1) & t > 0 \end{cases}$$

Donde: α es el factor de suavizado

$$\alpha = \text{valor entre 0 y 1}$$

$Y(t)$ = Valor de la señal que se desea aplicar un filtrado

$S(t)$ = Valor del filtro

Ecuación 6.

Integración de la ecuación de la recta que pasa por dos puntos

Figura 37.

Aplicación de filtro EMAE en Arduino

```
flujo_f = float(velocidad)*pi*rb*rb*1000;
Y=flujo_f*100;
S= (alpha*Y) + ((1-alpha)*S);
```

La salida de la señal filtrada se almacena en dos vectores diferentes, uno para el flujo volumétrico y otro para el volumen pulmonar; y su posición dentro del vector se determina conforme los datos van llegando en base al periodo de muestreo aplicado. El vector resultante

es utilizado para evaluar sus elementos de manera independiente de tal manera que se pueda extraer valores específicos que permitirán estimar los parámetros espirométricos bajo los siguientes criterios:

- El último valor obtenido por el vector volumen pulmonar hace referencia al FCV.
- El valor del vector flujo volumétrico para el cual el período de muestreo contabilice una suma de 1000 milisegundos hace referencia al FVE1.
- El valor más grande detectado en el vector flujo volumétrico hace referencia al parámetro PEF.
- El cociente entre el valor del FVC y FVE1 hace referencia al parámetro FVC/FEV1.

Generación de gráficas

La prueba de espirometría además de proporcionar los valores numéricos de los parámetros espirométricos también permite evaluar la función pulmonar en base a la visualización de gráficas generadas con estos datos, tales como la curva de flujo respecto al volumen o la curva de volumen respecto al tiempo.

Para una correcta visualización de estas gráficas en un entorno HMI es necesario primero almacenar los datos que se van a graficar en un vector para después mandarlos a imprimir de manera escalonada acorde a las dimensiones del área destinada para la visualización de gráficos.

Dentro de la pantalla Nextion, la herramienta utilizada para visualizar señales gráficas es conocida como waveform. Funciona de tal manera que puede representar datos cuyo valor oscile desde 0 hasta 255, lo que implica que cualquier tipo de señal primero debe tener un escalonamiento a estos valores referenciales.

La escala de waveform es determinada a partir del número de píxeles que éste abarcará en la pantalla, considerando que originalmente una escala del 100% implica ocupar 255 píxeles.

Se emplea una regla de 3 acorde a la cantidad de píxeles que se desea usar. Este dato es necesario para configurar el entorno HMI en el software que permite manipularlo.

$$Escala = \frac{360}{255} * 100\% = 141\%$$

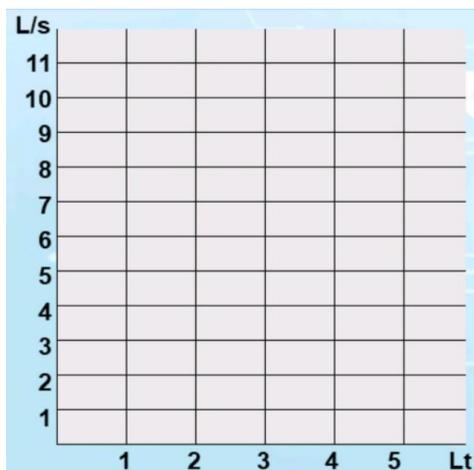
Ecuación 7.

Escalonamiento para elementos del tipo waveform de Nextion

Para enviar información acorde a esta escala desde la tarjeta de adquisición de datos es necesario considerar los valores máximos y mínimos tanto del eje “y” como del eje “x” para cada tipo de gráfica, en el caso del espirograma flujo – volumen, la norma técnica ecuatoriana ISO 26782 utiliza valores máximos de flujo de hasta 12Lt/s durante la espiración esto representado en el eje “y”, mientras que el volumen puede expresarse en un intervalo de 0 a 6Lt en el eje “x”.

Figura 38.

Waveform de Nextion a 141% de escalonamiento



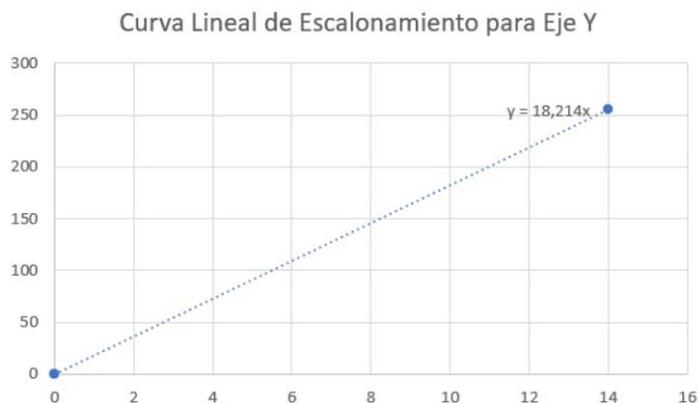
Nota. Este espacio será empleado para la representación gráfica de los datos de flujo y volumen de cada paciente.

Para que los valores espirométricos puedan visualizarse correctamente en esta gráfica se crea un escalonamiento de la señal en cada eje. Para lograr esto en el eje "y" es necesario identificar una curva lineal entre el intervalo de funcionamiento del waveform que es de 0 a 255

y el intervalo de representación del flujo que va desde -10 hasta 14 considerando los valores positivos para espiración.

Figura 39.

Curva lineal de escalonamiento para eje y



Nota. La siguiente ecuación se obtuvo mediante un proceso de linealización en Excel.

Al determinar la ecuación de la curva en la figura 39, ésta puede ser utilizada en la programación de Arduino para cambiar cada valor del flujo volumétrico del paciente a un valor que puede ser representado en el eje "y" del waveform.

$$\text{Eje Y} = 18.214 * (Ff - Fi)$$

Donde:

$$Ff = \text{Flujo Volumétrico final}$$

$$Fi = \text{Flujo Volumétrico Inicial}$$

Ecuación 8.

Escalonamiento de flujo volumétrico para waveform

Este proceso de escalonamiento se lo realiza para cada uno de los elementos de los vectores tanto de flujo volumétrico como de volumen pulmonar de tal manera que se pueda enviar los valores a la gráfica waveform de manera independiente conforme vayan siendo escalonados.

Para enviar los valores a las gráficas se utilizan las librerías de “Nextion.h” que permiten manipular los valores del elemento waveform acorde a su canal y su valor por lo que al ser una gráfica que posee un único canal es necesario colocar su dirección acompañado del valor resultante del escalonamiento de cada curva.

Figura 40.

Código de visualización de espirogramas

```
pixF_2 = (18.214*(flj[a_c+1]-flj[a_c]));
a_c++;
float inc = pixF_2/18;
for(int k=0; k<=18 ; k++){
    j=j+inc;
    s2.addValue(0,j);
}
```

La escala del eje “x” para los datos del volumen pulmonar se escalonan acorde a la cantidad de píxeles que representa cada unidad de volumen. En este caso se sabe que 30 píxeles dentro de la pantalla representan 1Lt y esta escala se la puede utilizar en programación utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{Eje X} = (Vf - Vi) * 30$$

Donde:

$Vf = \text{Volumen Pulmonar Final}$

$Vi = \text{Volumen Pulmonar Inicial}$

Ecuación 9.

Escalonamiento de volumen para waveform

Nota. Elaboración propia

Sistema de desinfección

El análisis de la utilización de ozono para desinfectar el prototipo se basó en estudios ya publicados sobre la acción de este compuesto en instrumental de uso odontológico. Estos insumos médicos están expuestos directamente a la mucosa interna de la boca de un paciente,

entrando en contacto con bacterias o virus que se alojan en la cavidad bucal, motivo por el cual se estudió este tipo de publicaciones para el presente proyecto.

Los resultados de Orellana, y otros, (2010) en su estudio “El ozono como una alternativa para esterilizar piezas de mano y fresas en Odontología” indican que el ozono utilizado por un periodo de tiempo de 25 minutos es un excelente desinfectante, mientras que, a partir de los 30 minutos actúa como esterilizador. Esa conclusión se basa en un análisis realizado a 17 piezas de mano y 51 fresas de uso odontológico las cuales, al ser expuestas a ozono con distintos periodos de tiempo, se observa como el número de colonias de 10 diferentes tipos de bacterias va en decrecimiento mientras aumenta el tiempo de exposición.

Este estudio demuestra que con 30 minutos de exposición de ozono el número de colonias disminuye a cero en nueve de los diez microorganismos encontrados en el instrumental médico.

En 2020, Taran, y otros, en su investigación “Dispositivo portátil de esterilización por ozono con unidades de limpieza mecánicas y ultrasónicas para odontología” desarrollan un dispositivo portátil para la limpieza y esterilización con ozono de instrumentos dentales a una concentración de 8.5mg/l. Como resultados obtienen que a 10 minutos de exposición se eliminan totalmente las células de *Pseudomonas aeruginosa*, a 20 minutos se presenta la inactivación de la bacteria *Escherichia coli* y la *Staphylococcus aureus*, después de 30 minutos de tratamiento.

En base a estos antecedentes, la cámara de desinfección diseñada para este proyecto funciona mediante un proceso temporización y accionamiento mediante controles on – off tanto de ventiladores como del reactor generador de ozono y del servomotor. El código implementado en Arduino se observa en la figura 41.

En su totalidad, el proceso dura 30 minutos, los cuales están distribuidos de la siguiente forma:

- De 0 a 10 minutos, el reactor de ozono es activado para generar el gas necesario para la desinfección. El sistema de ventiladores es accionado para así asegurar que el ozono llegue al interior del neumotacógrafo. Adicional el servo se encuentra con una condición inicial angular específica para que el sistema de ventilas permanezca cerrado.
- De 11 a 20 minutos, el reactor se desactiva, los ventiladores siguen funcionando para asegurar que el ozono desinfecte todo el equipo.
- De 21 a 30 minutos, el servo cambia de posición angular y así las ventilas se abren, los ventiladores siguen en funcionamiento con el objetivo de ayudar a la salida del residuo de ozono y así la cámara de desinfección pueda ventilarse.

Terminado el proceso, los ventiladores terminan su funcionamiento, el servo regresa a su posición inicial para cerrar las ventilas y la cámara de desinfección puede volver a utilizarse.

Figura 41.

Código para el control del sistema de desinfección

```
while (a<=1801) {
  a++;
  if(a>=1 && a<600) {
    digitalWrite(pinVent,HIGH);
    digitalWrite(pinOzon,HIGH);
    servo.write(2); //CERRADO
  }else if(a>=600 && a<1200){
    digitalWrite(pinOzon,LOW);

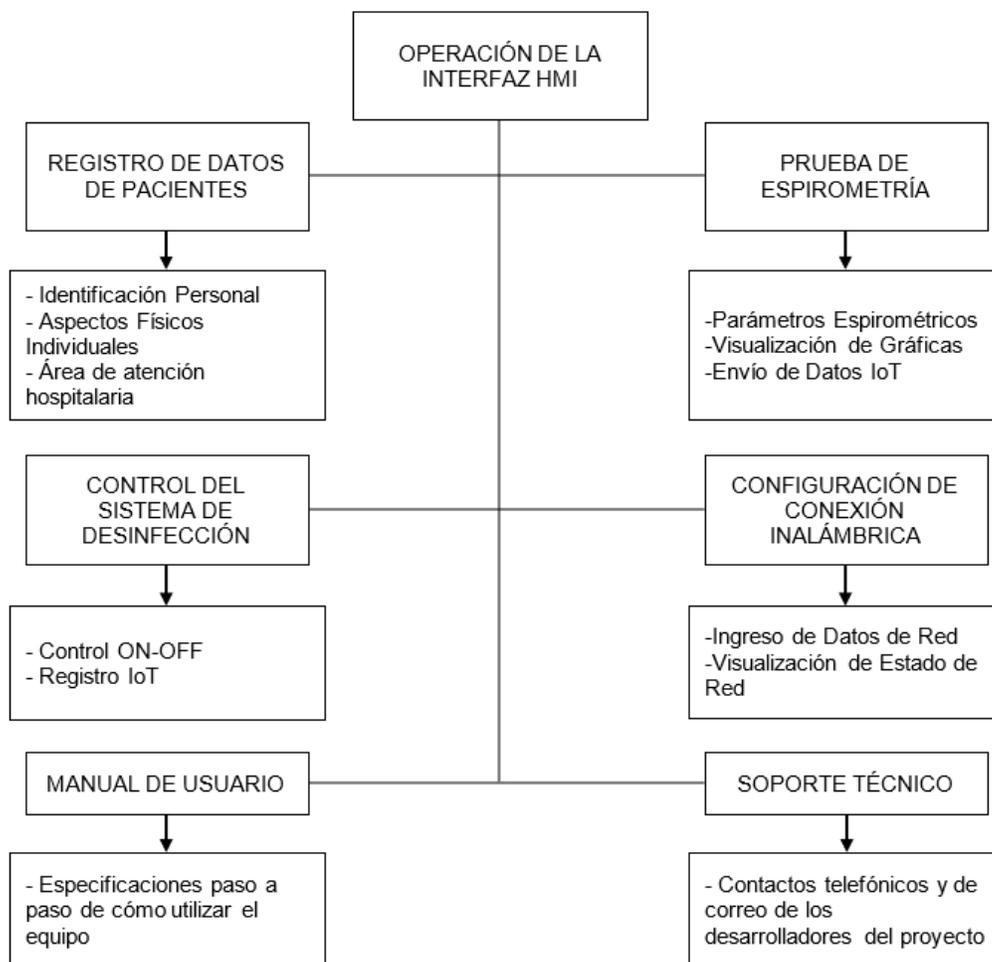
  }else if(a>=1200 && a<1800){
    tmp.setValue(1);
    servo.write(150);
    //digitalWrite(pinVent,HIGH);
  }
  else if(a>=1800) {
    servo.write(2);
    tmp.setValue(2);
    digitalWrite(pinVent,LOW);
  }
  if(a<=1800) {
    slid.setValue(a/(18));
  }
  delay(1000);
}
```

Diseño de interfaz local HMI

En la figura 42 se presenta la estructura del HMI local mediante el cual se realiza el control de todas las funciones del espirómetro.

Figura 42.

Estructura del HMI local



La interfaz HMI empleada para el espirómetro incluirá cuatro apartados importantes para el correcto funcionamiento del espirómetro, entre los cuales se incluye al registro de datos del paciente, la prueba de espirometría, el control de desinfección y los ajustes y configuración del propio dispositivo

Figura 43.

Ventana principal de la interfaz



Dentro de la opción “ingreso de datos del paciente” se va a recopilar la información relevante para llevar un registro adecuado de cada paciente, así como obtener datos que permitirán la estimación teórica aproximada de los parámetros espirométricos.

Figura 44.

Ventana para ingreso de información de pacientes

The image shows a patient information registration form titled "REGISTRO DE DATOS". The form is set against a light blue background with a faint grid pattern. It includes the following fields and options:

- Nombre :**
- Apellido :**
- Edad :** años
- Cédula :**
- Estatura :** cm
- Peso :** Kg

On the right side of the form, there are two sections for selection:

- ESPECIALIDAD:**
 - Consulta Externa
 - Medicina Interna
- GÉNERO:**
 - Masculino
 - Femenino

At the bottom of the form, there is a navigation bar with three buttons: "HOME" (with a house icon), "ENVIAR" (with a document and arrow icon), and "LIMPIAR" (with a trash can icon). The logo of the Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE) is visible in the top right corner of the form area.

Una vez seleccionada la opción “espirometría” se indica una pantalla para verificación de datos e inicio de prueba mediante un botón. Mientras el paciente esté realizando la espiración todos los botones de la pantalla se inhabilitan, esto con el fin de evitar maniobras erróneas en el HMI.

Terminada la prueba, se habilitan las opciones de “reiniciar” y “ver resultados”. Si el paciente realizó una mala maniobra al hacer la prueba, el médico tiene la opción de reiniciar de inmediato la prueba. Si el doctor considera que el paciente realizó una buena espirometría, puede seleccionar la opción de ver resultados.

Figura 45.

Ventana para iniciar espirometría

DATOS DEL PACIENTE

Nombre :

Apellido :

Edad : años

Cédula :

Talla : cm

Peso : Kg

Género :

Especialidad :

Correo :

Teléfono:

N° Historial Clínico:

INICIAR PRUEBA

REINICIAR

VER RESULTADOS

Al seleccionar el botón “ver resultados”, la ventana muestra los resultados tanto numéricos como gráficos del paciente, además de su información personal. También se visualizan los parámetros teóricos y el margen de error entre éstos y los resultados. Con el botón verde se interactúa entre gráficas flujo/volumen y volumen/tiempo. Con el botón “guardar” se envían los datos a la página web.

Figura 46.

Ventana de visualización de resultados

Nombre : Edad : años Talla: cm
 Apellido: Cédula : Peso: Kg
 Especialidad: Género: ATRAS HOME

Lt

5,5
5
4,5
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5

1 2 3 4 5 Seg

PARÁMETROS ESPIROMÉTRICOS			
Dato	Valor	Predict.	%Error
FVC			
FEV ₁			
PEF			
FEV ₁ /FVC			
FEV _{25-75%}			

Flujo/Volumen GUARDAR

Otro de los apartados principales de la interfaz es el control del sistema de desinfección en donde se permite ejecutar el funcionamiento del ozonizador para poder desinfectar el área expuesta.

Figura 47.

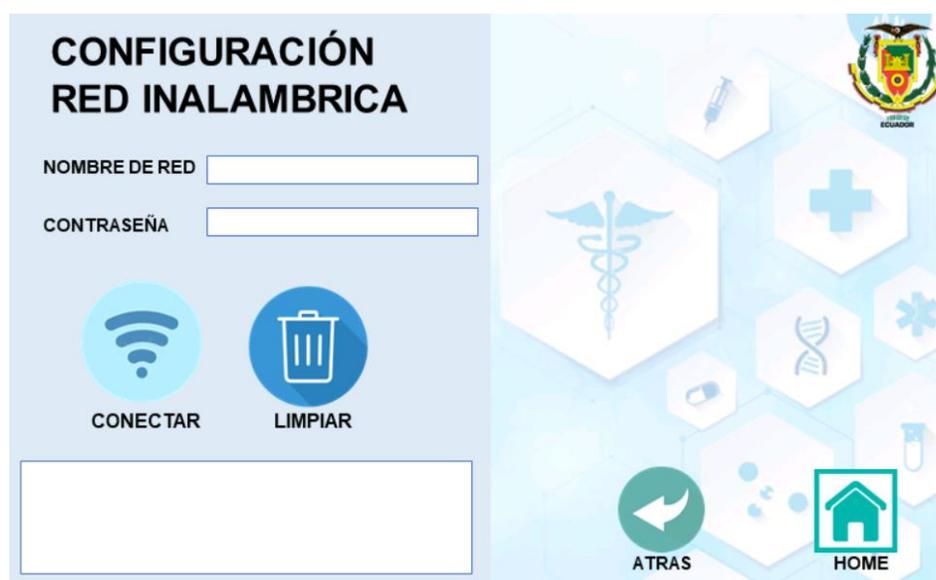
Ventana para desinfección del equipo



La interfaz incluye un espacio donde se configura la red wifi para la comunicación de datos mediante IoT de tal manera que se pueda llevar un registro de datos en una página web por cada paciente y de esta forma ser accesible desde cualquier dispositivo con conectividad a internet.

Figura 48.

Ventana para conexión a red inalámbrica



Finalmente, en la opción de “ayuda y soporte técnico” hay opciones que permiten al usuario navegar entre un manual de usuario el cual indica de forma detallada el manejo del equipo, además de una opción de soporte técnico donde se visualizan los datos de contacto de los desarrolladores del proyecto para resolver cualquier duda o inconveniente presentado.

Figura 49.

Ventana de soporte técnico



Figura 50.

Ventana ejemplo de manual de usuario



Comunicación con NodeMCU ESP8266

La tarjeta de adquisición de datos ESP8266 puede ser programada empleando el lenguaje C usado por la interfaz de desarrollo Arduino IDE. Lo primero que se debe realizar es

definir las librerías que permiten emplear los comandos necesarios para comunicar la tarjeta con una red WIFI como se muestran en la figura 51.

Figura 51.

Librerías para ESP8266

```
// _____ LIBRERIAS _____ //
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <WiFiClientSecure.h>
#include <ESP8266HTTPClient.h>
#include <ESP8266WiFiMulti.h>
#include <WiFiClient.h>
```

Para que la comunicación sea exitosa es necesario inicializar el cliente WIFI para lo cual se debe llamar a la función “WifiClient client” y mantenerla iniciada durante toda la sesión de trabajo.

Para establecer la conexión con cualquier red WIFI se debe colocar tanto el nombre de red como la clave de ésta empleando la función “Wifi.begin” de esa forma mientras la sesión esta iniciada aseguramos que la conexión sea estable.

Figura 52.

Conexión a WIFI de la ESP8266

```
// _____
WiFi.begin(ssid, password);
t12.setText("Conectando a Red Wifi");
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  delay(1000);
  t12.setText(".....");
}
t12.setText("Conectado a la Red");
```

Para obtener los datos del nombre de red, se leen las credenciales ingresadas directamente de la interfaz, el código se aprecia en la figura 53; para lo cual es necesario establecer una función que permita llamar al texto de dicho apartado y almacenarlo para posteriormente ser empleado al tratar de realizar la conexión.

Figura 53.*Almacenamiento de SSID WIFI*

```

void llamarssdi() {
  redwifi = SD.open("redwifi.txt");
  char ssid[25];
  int a; // Contador red
  if (redwifi) {
    while (redwifi.available()) {
      ssid[a]=redwifi.read();
      a++;
    }
    a=0;
    t10.setText(ssid);
    redwifi.close();
  }
}

```

De manera similar se realiza el proceso para poder obtener el dato de la clave de red ya que se realiza una función que permita obtener y almacenar el dato desde la interfaz para después establecer la comunicación.

Figura 54.*Almacenamiento de contraseña WIFI*

```

void llamarpassword() {
  clave = SD.open("clave.txt");
  char password[25];
  int b; // Contador clave
  if (clave) {
    while (clave.available()) {
      password[b]=clave.read();
      b++;
    }
    b=0;
    t11.setText(password);
    clave.close();
  }
}

```

Para trabajar con la interfaz desde la ESP8266 es necesario emplear las librerías oficiales de la empresa NEXTION mismas que permiten al programador interactuar con todos los elementos que la interfaz pone a disposición del usuario.

La librería oficial para Arduino es "Nextion.h", misma que incluye un comando específico para cada elemento que se emplea dentro de la interfaz tales como:

- NexButton: Botón de simple retorno
- NexText: Casilla de datos tipo string.
- NexNumber: Casilla de valores tipo entero o flotante
- NexTouch: Panel de lectura de elementos táctiles
- Nexinit: Inicialización de interfaz programada
- Nexloop: Bucle de identificación de elementos de estado variable.

Una correcta sincronización entre los datos de la interfaz de usuario y la manipulación digital de la información ocurre cuando la tarjeta de adquisición de datos detecta una orden desde la interfaz mediante la lista de elementos táctiles y basado en ello, ejecuta una función que permite la realización de cualquier tipo de acción programada para ese determinado elemento.

Figura 55.

Declaración de elementos táctiles en Nextion

```
void b12_fnc(void *ptr);
void b16_fnc(void *ptr);
void b5_fnc(void *ptr);
```

Existen dos maneras de almacenar información en una tarjeta de adquisición de datos, la primera consiste en utilizar la memoria EPROM propia de la tarjeta y la otra es ocupar un modelo externo que sirva de base de datos misma que se podrá acceder a voluntad. La base de datos se creó utilizando un módulo de tarjeta SD externo mediante el cual se podrá acceder utilizando el protocolo de comunicación SPI. Dentro de la programación en C existen librerías propias que permite utilizar la comunicación SPI para acceder a dispositivos de almacenamiento externo y sobrescribir o leer archivos de texto. Dichas librerías son conocidas como “SD.h” y “SPI.h”.

Los principales comandos utilizados dentro de estas librerías son los siguientes:

- “nombre”.begin: inicia el puerto de comunicación SPI.

- “nombre”.exist: Verifica la existencia del archivo dentro del directorio.
- “nombre”.mkdir: permite crear un directorio.
- “nombre”.remove: permite eliminar el archivo seleccionado.
- “nombre”.open: permite abrir el archivo ya sea para lectura o escritura.

Empleando estos comandos se permitió crear una base de datos donde se podrá almacenar información relevante para el correcto funcionamiento de la interfaz, así como un respaldo importante de datos que podrán ser empleados para su visualización en un medio remoto empleando IoT.

El envío de información a la interfaz remota es realizado a través de los comandos que se detallan en la figura 56.

Figura 56.

Envío de información a la página web

```
http.begin(client, "http://espiometro-mctespel.tech");  
http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");  
int codigo_respuesta = http.POST(datos_a_enviar);
```

Lo que se realiza al emplear estos comandos es especificar la dirección del dominio que va a recibir la información, es decir, el servidor IoT, así como la variable de datos concatenada que se desea enviar.

Diseño de interfaz remota (página web)

El objetivo de este apartado es indicar como se ha creado una página web desde cero para visualizar tanto la información de los pacientes ingresada en la pantalla Nextion como los resultados espirométricos obtenidos de Arduino.

La página web se diseñó con HTML y CSS en Visual Studio Code y para la comunicación entre la NodeMCU ESP8266 se utilizó el lenguaje PHP, phpMyAdmin y Heidi SQL.

Creación de la base de datos

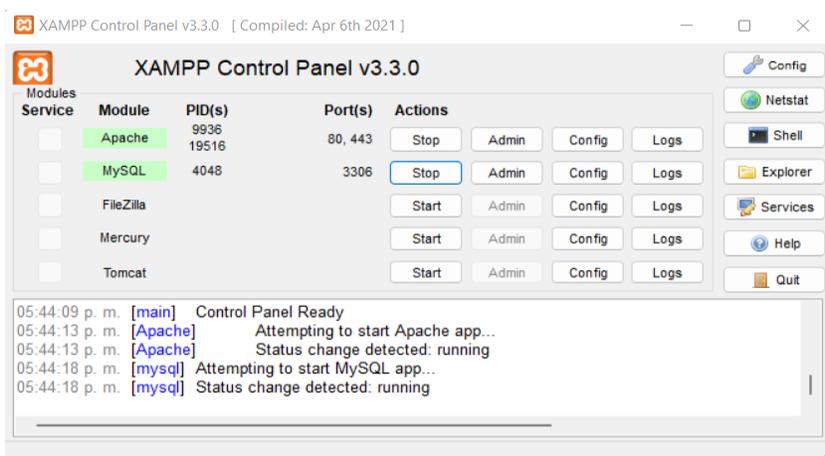
Una vez obtenidos los datos y resultados de los pacientes, éstos deben ser visualizados en la página web, para ello es necesario crear una base de datos en la cual se almacenará toda la información pertinente.

Para iniciar con la creación de la base de datos se utilizará un localhost antes de subir estos archivos a un Web Hosting.

Es necesario instalar en la computadora el software Xampp para este local host, esta herramienta permite comprobar el desarrollo web que se ha realizado en PHP. En la figura 57 se muestra la interfaz principal de este software, se debe iniciar los módulos Apache y MySQL.

Figura 57.

Panel de control del software XAMPP



El software Heidi SQL facilita la creación e interacción de la base de datos con phpMyAdmin. Se debe crear una nueva sesión con la IP local, un usuario y un nombre de sesión; al ingresar se crea una base de datos la cual tendrá el nombre de “espirómetro” y en esa base se crearán las tablas necesarias para el funcionamiento de este proyecto.

Figura 58.

Creación de sesión en Heidi SQL

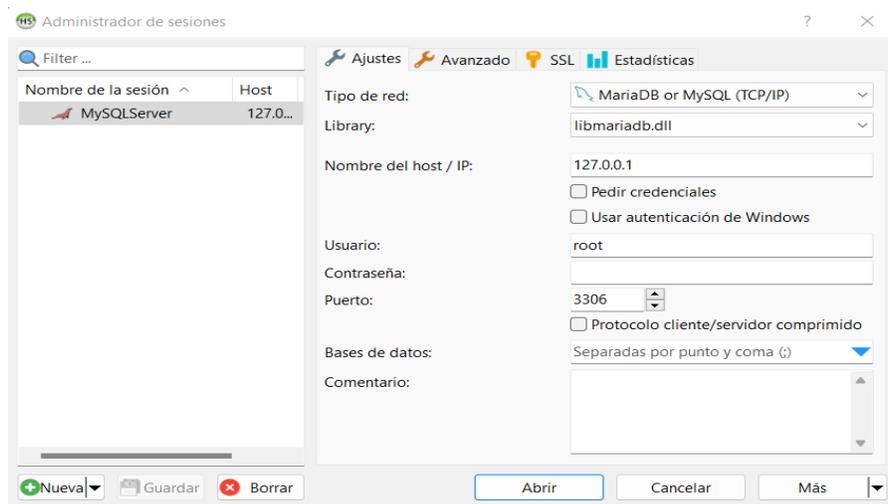
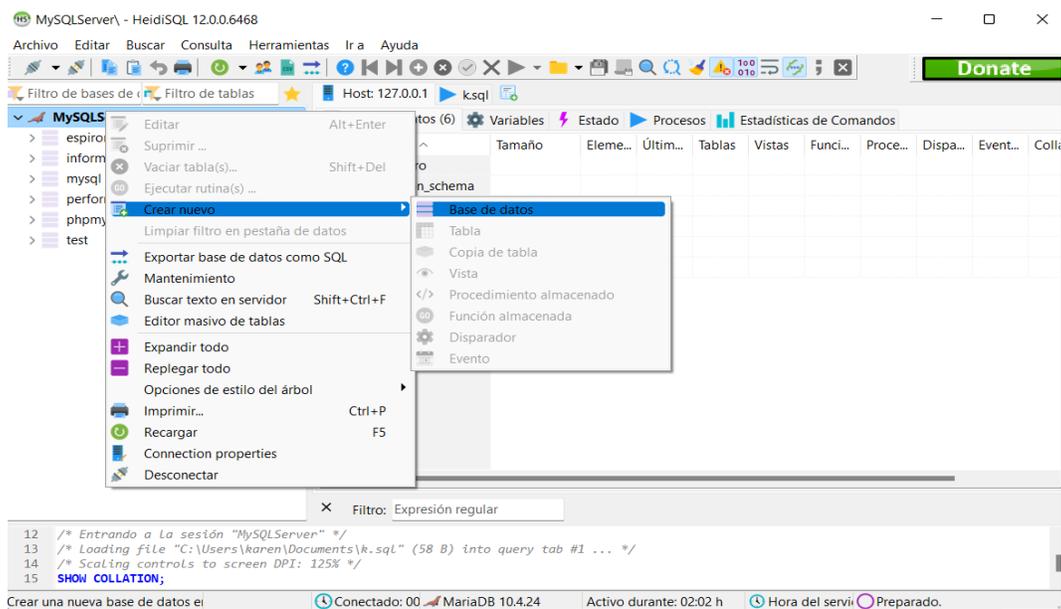


Figura 59.

Creación de base de datos



Para este propósito se utilizan tres tablas:

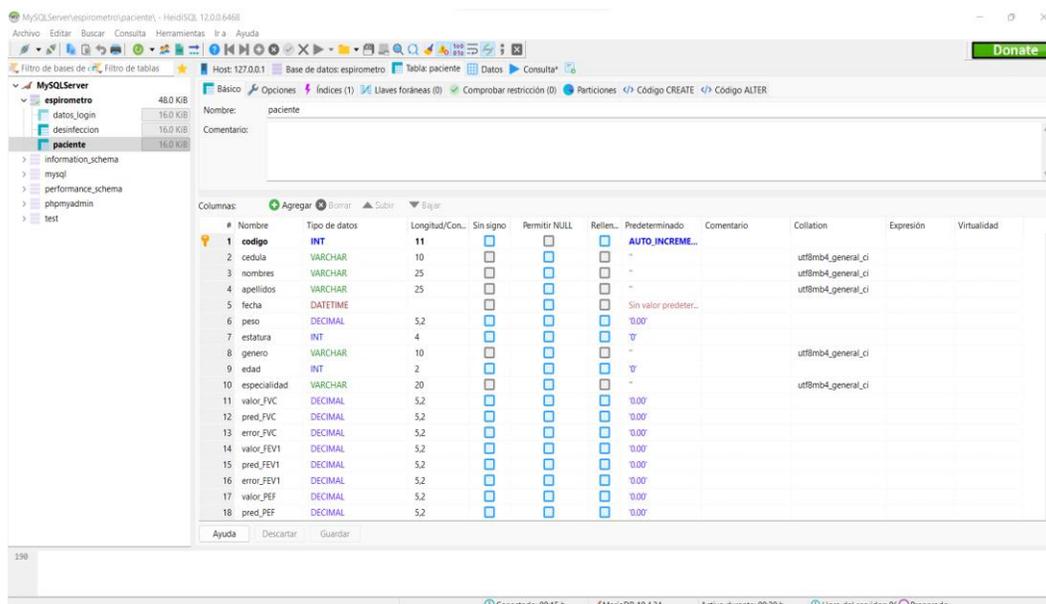
- `datos_login`: almacena credenciales de usuario y clave para el ingreso seguro al portal web.

- paciente: guarda los datos personales de los pacientes, así como los resultados de espirometría obtenidos y los valores para generar las gráficas de volumen y flujo en la página web.
- desinfección: almacena los horarios en los que el equipo se ha desinfectado.

De forma general cada tabla se crea de la misma manera, colocando un nombre y generando columnas, las cuales dependiendo de sus valores cambiarán su tipo de datos ya sea para de tipo carácter (VARCHAR), tipo numérico (INT) o fecha (DATETIME). Por cada columna se desactiva la opción “NULL” para evitar que la tabla se llene con valores nulos. En la figura 60 se visualiza un ejemplo de la creación de la tabla “paciente”.

Figura 60.

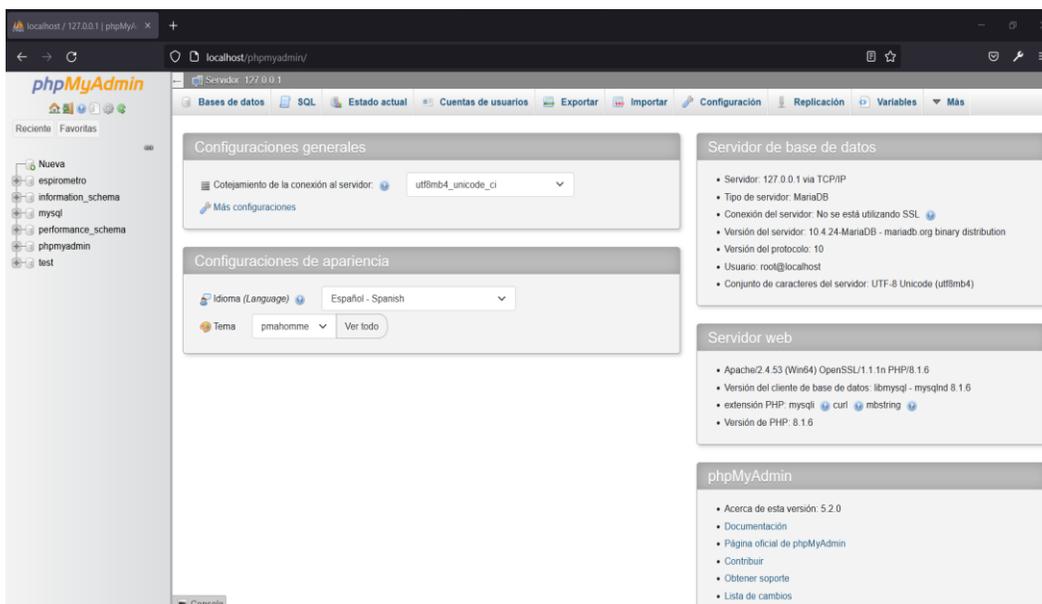
Creación de tablas en Heidi SQL



En la barra de búsqueda del navegador de preferencia se coloca la instrucción “localhost/dashboard” y en la opción “phpMyAdmin” se logra el ingreso a este apartado propio de la IP de la computadora local.

Figura 61.

phpMyAdmin en local host



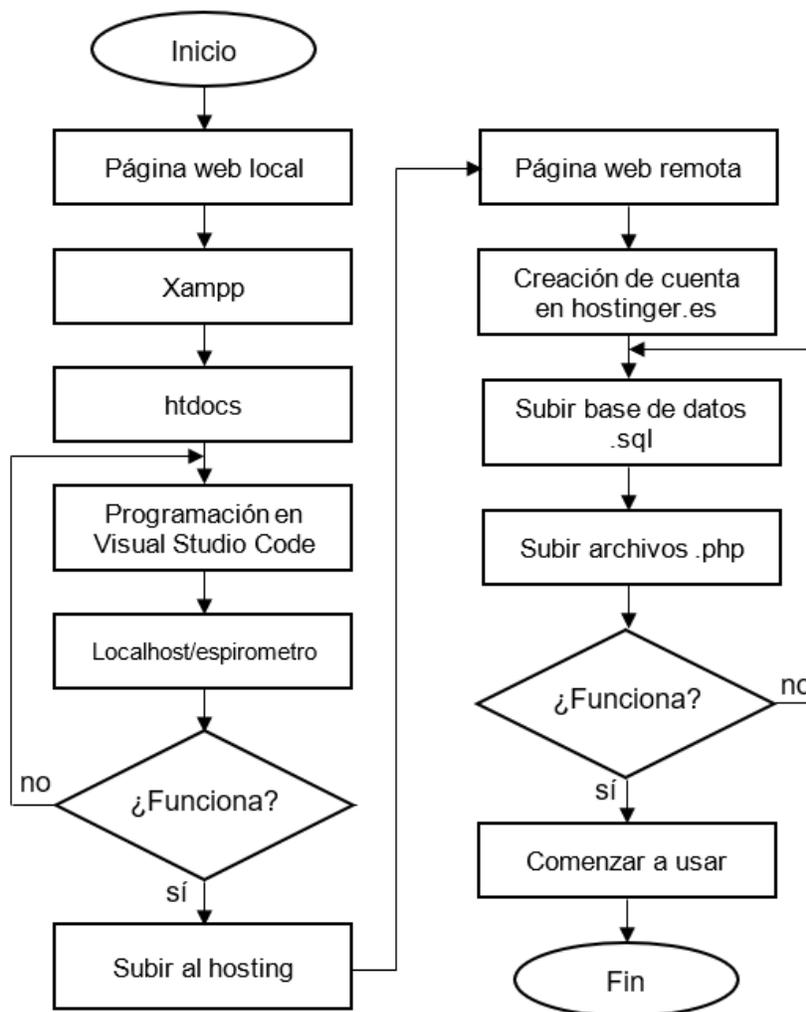
Como se observa en la parte izquierda del phpMyAdmin (figura 61) se observan las bases de datos que existen en Heidi SQL, no es necesario hacer ningún tipo de comunicación extra para que la base de datos “espirometro” creada anteriormente aparezca en este apartado.

Diseño de la página web

Una vez almacenada la información de los pacientes se procede con el diseño de la página web, para ello como ya se explicó se utilizará HTML (HyperText Markup Language) cómo código para estructurar la página web y CSS (Cascading Style Sheets) para dar diseño y estilo a la misma. Además, se utilizará PHP (hypertext preprocessor) lenguaje que puede ser usado en conjunto con HTML dentro de un mismo código con extensión .php para obtener información de la base de datos hacia la página web.

Figura 62.

Flujograma para la creación de la página web

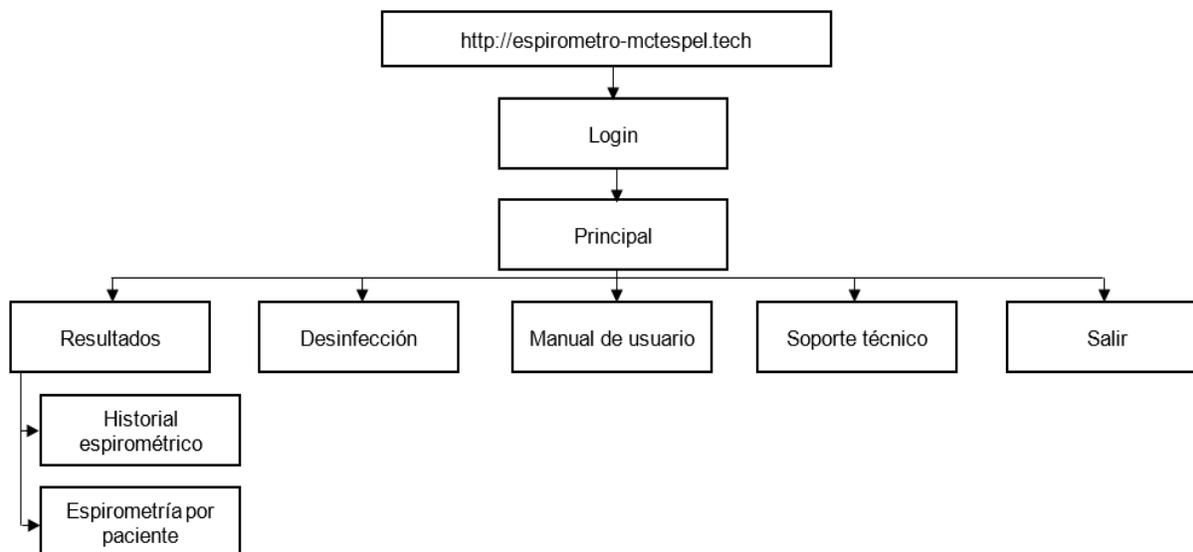


Nota. este flujograma indica los pasos para crear la página web, desde el localhost de la propia computadora hasta subirá al web hosting para acceder de forma remota.

El diseño de la página web consta de ocho ventanas en su totalidad, la distribución se observa en la figura 63:

Figura 63.

Distribución de ventanas de la página web



Login: se ingresa credenciales de usuario y clave, las autentica y de ser correcto accede al sitio web, caso contrario muestra un mensaje emergente indicando que los datos ingresados han sido incorrectos y redirecciona a la página.

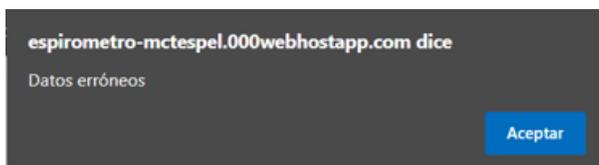
Figura 64.

Ventana Login de la página web



Figura 65.

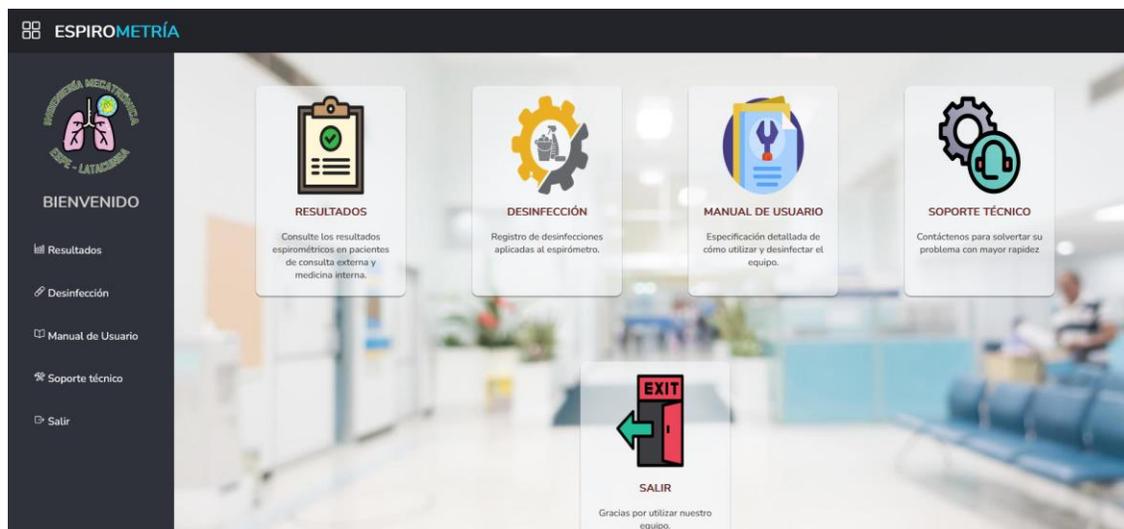
Mensaje emergente en caso de datos incorrectos



Página principal: se observa un menú de navegación tanto a la izquierda en forma de side-bar como en el centro de la página en forma de tarjetas. Este menú direcciona a las páginas que cada descripción mostrada. La tarjeta/opción "Salir" cierra la sesión iniciada y regresa a la página Login.

Figura 66.

Ventana principal de la página web



Resultados: Se visualizará por medio de una tabla un historial de pacientes que han sido sometidos a una prueba de espirometría dependiendo de la fecha de estudio.

Inicialmente sólo se mostrará en pantalla los datos de identificación del paciente, tales como nombres, apellidos y número de cédula. Adicional, se presenta la fecha en la cual se realizó la espirometría, con la que se ordenarán los datos de forma descendente, del resultado más reciente hasta el más antiguo. Además, en la parte derecha se ubican dos botones:

- Ver: direccionará a una nueva página en la cual se observarán los resultados de cada paciente.
- Eliminar: se borrará de forma definitiva el registro de datos de dicho paciente, no existirá opción de recuperación.

En el formato de la página principal consta de un menú de navegación en el lado izquierdo el cual aparecerá al colocar el puntero del mouse encima y una tabla de pacientes, la cual consta de una opción “buscar” para agilizar la búsqueda de pacientes ya sea por nombre, cédula o apellido y una opción de filtro para visualizar un número concreto de datos.

Figura 67.

Ventana resultados de la página web

RESULTADOS

HISTORIAL ESPIROMÉTRICO

Mostrar 10 registros

Buscar:

CÉDULA	APELLIDOS	NOMBRES	FECHA DE PRUEBA	ACCIONES
1802828196	Basantes Tisalema	Monica Alexandra	2022-08-04 17:46:19	Ver Eliminar
1722559059	Almeida Guayasamin	Maria Soledad	2022-08-04 15:57:44	Ver Eliminar
1804876231	Ortiz Cujilema	Estefano Sebastian	2022-08-04 14:03:47	Ver Eliminar
1801557537	Cruz Jerez	Jorge Leonardo	2022-08-04 13:21:10	Ver Eliminar

Mostrando 1 a 4 de 4 registros

Anterior 1 Siguiente

Al seleccionar el botón “ver” de cualquier paciente, se direcciona a una nueva ventana en la cual se observa una tabla con los datos completos del paciente y todos los resultados de la espirometría realizada tanto numéricos como gráficos. El médico a cargo tendrá la opción de escribir su diagnóstico y guardarlo. Con el botón “atrás” propio de cada navegador se regresa al historial espirométrico, caso contrario también se puede navegar con el menú oculto de la parte izquierda, el cual aparecerá al colocar el puntero del mouse encima.

Figura 68.

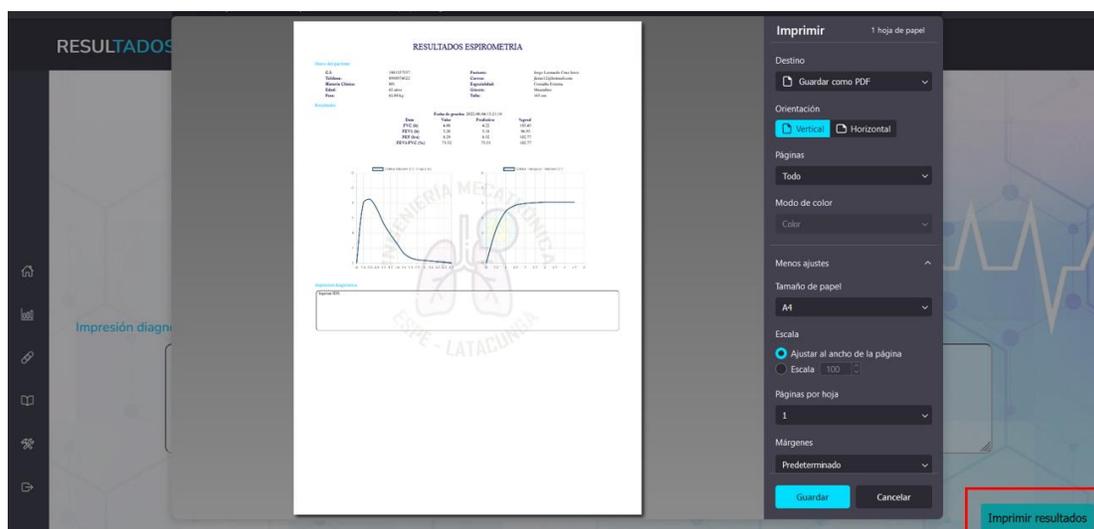
Visualización completa de resultados por paciente



Si se requiere imprimir o guardar los resultados del paciente, se selecciona el botón de la parte derecha inferior.

Figura 69.

Opción para imprimir resultados



Desinfección: se genera un historial de desinfecciones del espirómetro.

Figura 70.

Ventana desinfección de la página web

HISTORIAL DE DESINFECCIONES POR OZONO

Mostrar: 10 registros Buscar:

FECHA	HORA DE INICIO	HORA DE FINAL
2022-08-05	14:11:12	14:43:00
2022-08-04	13:24:27	13:56:05
2022-08-04	14:08:50	14:39:53
2022-08-04	16:00:21	16:31:24
2022-08-04	17:47:59	18:19:02

Mostrando 1 a 5 de 5 registros Anterior 1 Siguiete

Manual de usuario: se visualiza un documento PDF en el cual se detalla el cómo utilizar el prototipo desarrollado.

Figura 71.

Ventana de manual de usuario de la página web



Soporte técnico: dota información de contacto hacia los desarrolladores del proyecto en caso de existir alguna novedad o inquietud con el equipo. En la parte derecha hay un

pequeño formulario el cual, al ser llenado con los datos solicitados, enviará un correo electrónico a los desarrolladores con la información ingresada.

Figura 72.

Ventana soporte técnico de la página web

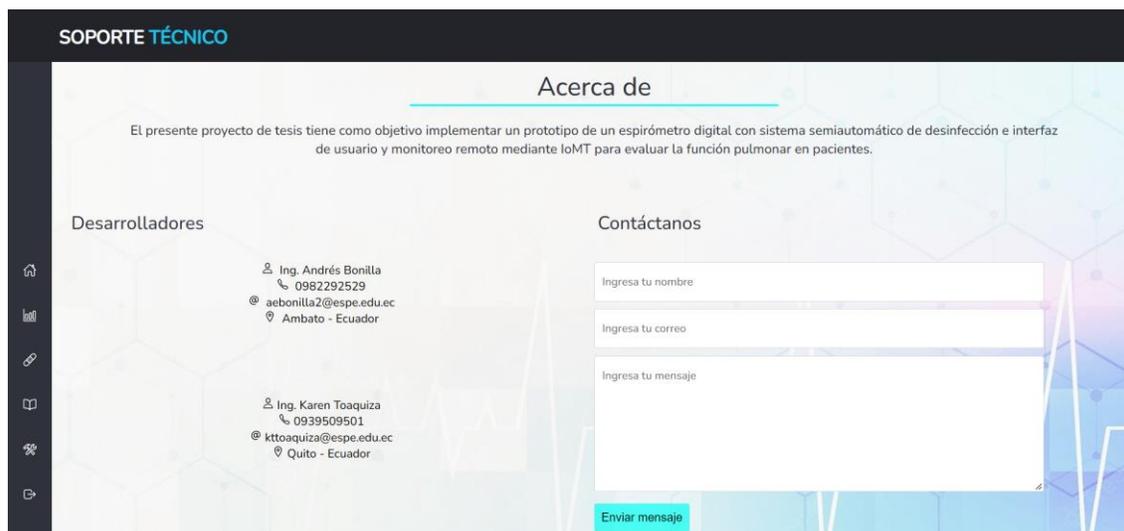


Figura 73.

Correo electrónico enviado desde soporte técnico



Carga de la página web a la web “hostinger.es”

Una vez finalizada la programación de la página web y comprobado su funcionamiento correcto en el localhost, se debe subir al web hosting los archivos “.php” y la base de datos “.sql” para tener un acceso remoto de la página web desde cualquier equipo con conexión a internet.

Como web hosting se utilizará la página “hosting.es”, es un servicio de alojamiento web que también incluye la posibilidad de comprar dominios web. Este servicio es de paga, al crear

la cuenta se debe escoger el plan más adecuado para utilizar los servicios puesto que no cuenta con planes de prueba o gratuitos. Este sitio web cuenta con varias funciones, entre ellas las que son de importancia para este proyecto, PHP y MySQL.

Una vez creada la cuenta y adquirido un dominio web de paga dentro de la misma página de “hosting.es” se procede a subir los archivos con los cuales la página web ha sido desarrollada.

El punto de inicio es subir la base de datos local al hosting, para lo cual dentro de phpMyAdmin del local host se debe exportar esta BD. Se ingresa mediante la instrucción “localhost/dashboard/” y dentro del phpMyAdmin con la opción “exportar”, se tendrá un archivo “.sql” el cual será subido al hosting.

Figura 74.

Exportación de la BD desde localhost



En la opción “Base de datos MySQL” del hPanel de Hostinger, se debe crear una nueva base de datos ubicando nombre, usuario y una contraseña, estas credenciales son de vital importancia para la conexión que se debe realizar desde los archivos “.php” de la página web.

Figura 75.

Creación de BD en MYSQL Hostinger

Lista de bases de datos y usuarios actuales de MySQL

Base de Datos MySQL	MySQL User	Creado en	Sitio web	
u565445542_espirometro	u565445542_adminsmcts	2022-07-04	espirometro-mctespel.tech	Enter phpMyAdmin

Como se observa en la figura 75 existe un botón que direcciona a phpMyAdmin del hosting, una vez ingresado se importa el archivo “.sql” anteriormente creado. De esa forma se suben los datos a la base de datos Hostinger.

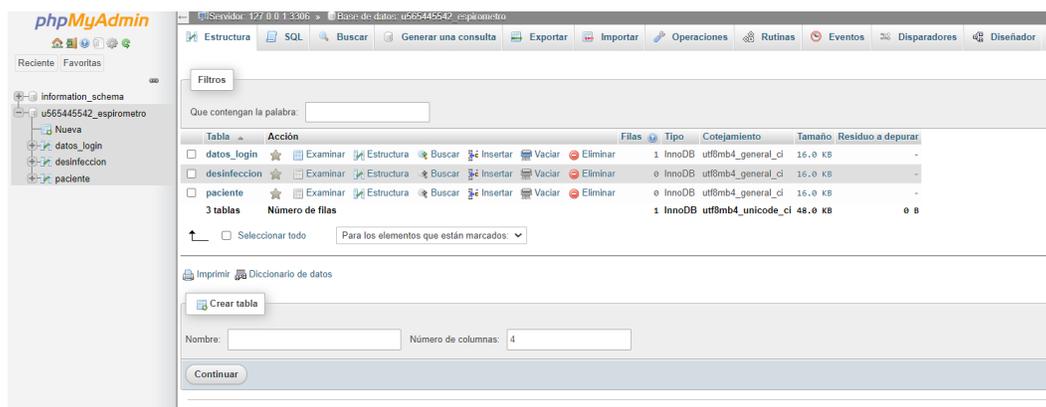
Figura 76.

Importación de BD a Hostinger



Figura 77.

Base de datos en phpMyAdmin de Hostinger



Con la base de datos creada, se prosigue con la subida de archivos “.php” de la página web, para ello en el “hPanel” de Hostinger en la sección “Administrador de archivos” y al interior de la carpeta “public_html” se cargan todos los archivos necesarios para el funcionamiento correcto del sitio web.

Toda página web cuyo funcionamiento requiere una comunicación a una base de datos, tiene un archivo de conexión, es de vital importancia sus líneas de código ya que se realizarán cambios para lograr el enlace a la base de datos.

En la figura 78 se observa las líneas de código para una conexión local a la base de datos mediante “Xampp” y “HeidiSQL”.

Figura 78.

Código para conexión a base de datos local

```

1  <?php
2      const user='root';
3      const pass='';
4      const db='espirometro';
5      const servidor='localhost';
6      $conexion = mysqli_connect(servidor,user,pass,db);
7  ?>
```

La credenciales necesarias son usuario, contraseña, nombre de la base de datos y el nombre del servidor. Estos datos para conexión local se deben cambiar por la información proporcionada al momento de generar la base de datos en Hostinger.

Figura 79.

Código para conexión a base de datos en Hostinger

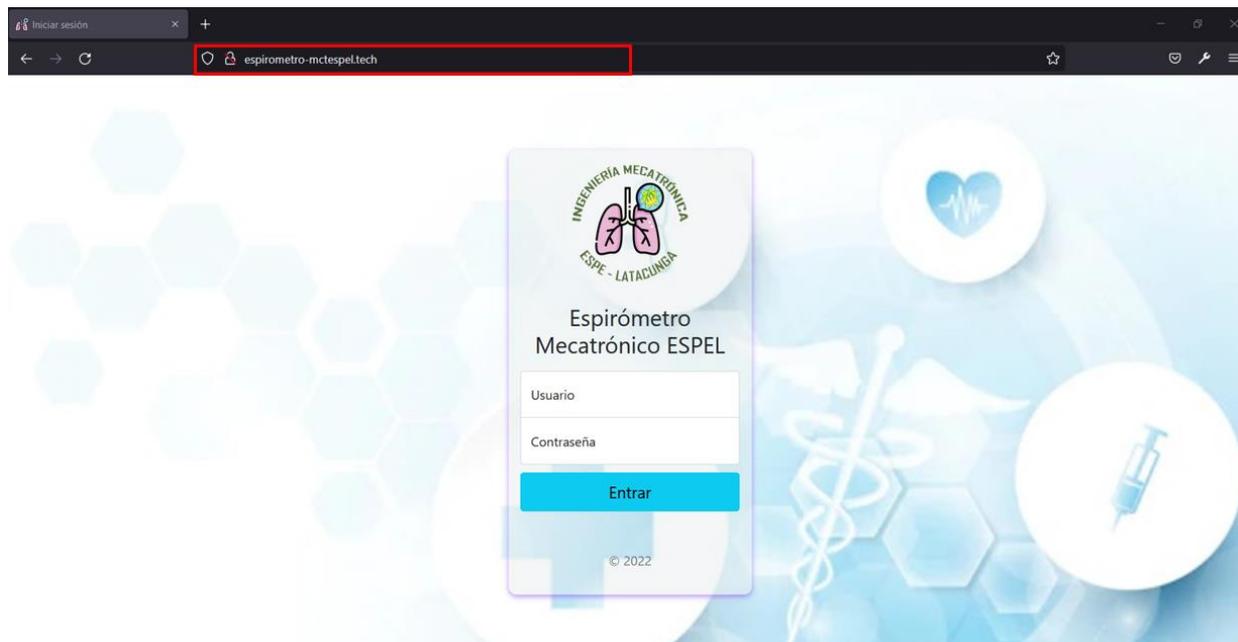
```

1  <?php
2      const user='u565445542_adminsmcts';
3      const pass='';
4      const db='u565445542_espirometro';
5      const servidor='localhost';
6      $conexion = mysqli_connect(servidor,user,pass,db);
7  ?>
```

Realizado estos cambios ya se puede ingresar al portal web mediante el link del dominio comprado y se comprueba el funcionamiento normal de la misma.

Figura 80.

Página espirómetro-mctespel.tech en la web



Capítulo V

Pruebas y resultados.

En este capítulo se expondrá las pruebas realizadas con el prototipo de espirómetro a pacientes de consulta externa y medicina interna del Hospital Andino de la ciudad de Riobamba.

Con estos ensayos se plantea establecer el correcto funcionamiento del equipo, comparando los resultados arrojados con un espirómetro comercial y con valores teóricos ya establecidos para las espirometrías, siendo este el primer proceso para validar la hipótesis planteada en este proyecto de tesis.

El segundo método de comprobación consiste en la verificación del sistema de desinfección; éste se realizará por medio de una prueba de microbiología en un laboratorio, se observará la presencia o ausencia de microorganismos patógenos antes y después del proceso de limpieza.

Prueba de espirometría

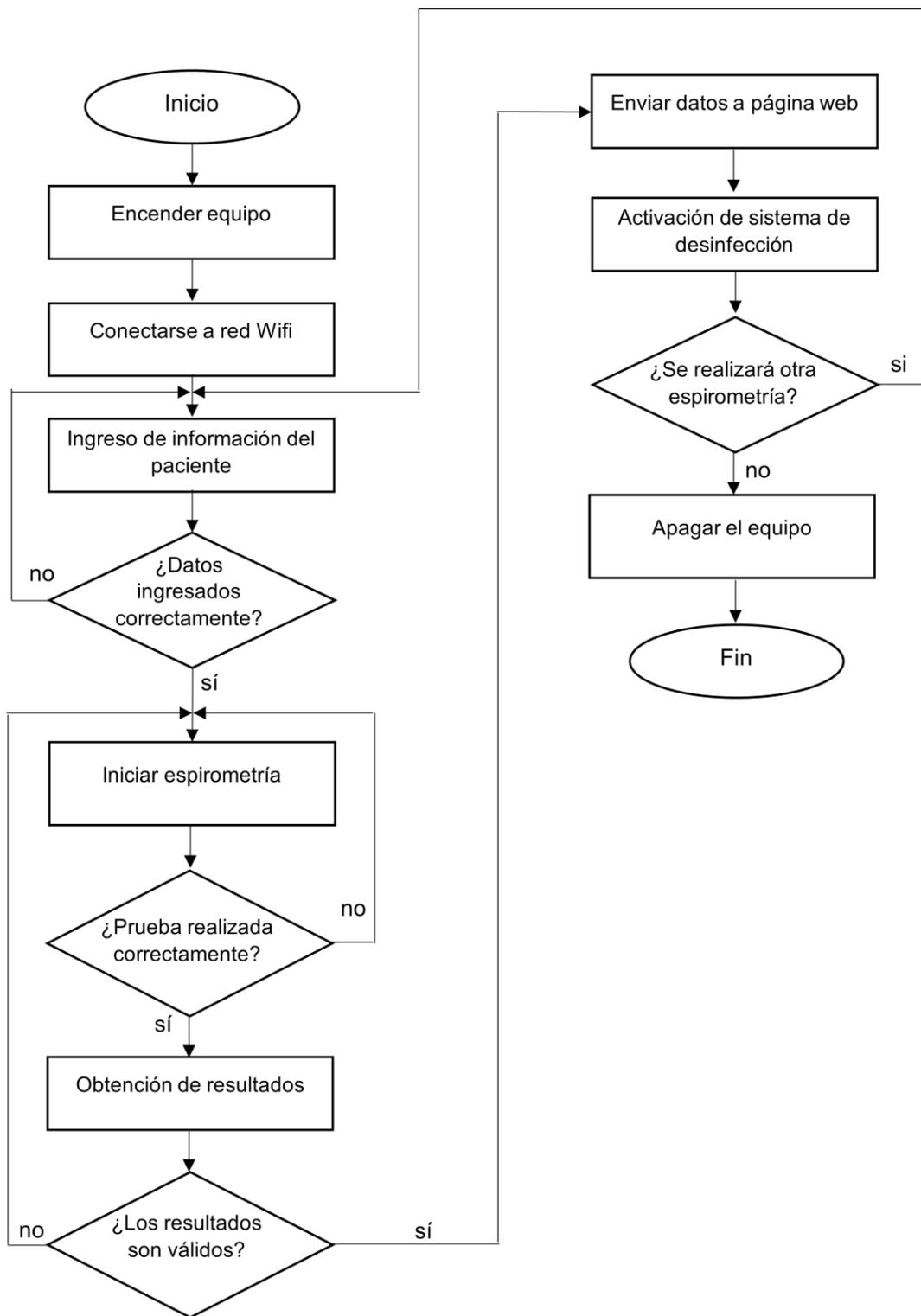
Para la realización del examen espirométrico se debe tomar en cuenta dos aspectos, la preparación del paciente y la preparación del equipo.

La preparación del paciente dependerá de las instrucciones que indique el médico especialista y, ya sea el mismo doctor o un asistente de enfermería será el encargado responsable de preparar el prototipo de espirómetro.

La preparación del equipo consta de encender el equipo, ingresar los datos del paciente, verificar resultados, desinfección, en sí, la manipulación completa del HMI. El proceso completo se visualiza en la figura 81.

Figura 81.

Flujograma de uso del prototipo de espirómetro



Los valores espirométricos teóricos están determinados por una serie de ecuaciones las cuales dependen de las características antropométricas de los pacientes (sexo, edad, talla, peso).

De acuerdo con García-Río, Calle, Burgos, & Casan (2013) los valores de referencia espirométricos recomendados se muestra en la figura 82, estas ecuaciones son las utilizadas para la comparación teórica de este prototipo.

Figura 82.

Valores de referencia espirométricos recomendados

Autor (rango edad)	Sexo	Parámetro	Ecuación
Casan (6-20 años) ³⁵	M	FVC (l)	$0,02800 T + 0,03451 P + 0,05728 E - 3,21$
		FEV ₁ (l)	$0,02483 T + 0,02266 P + 0,07148 E - 2,91$
		PEF (l s ⁻¹)	$0,075 T + 0,275 E - 9,06$
		FEV ₁ /FVC (%)	
	F	FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,038 T + 0,140 E - 4,33$
		FVC (l)	$0,03049 T + 0,02220 P + 0,03550 E - 3,04$
		FEV ₁ (l)	$0,02483 T + 0,02266 P + 0,07148 E - 2,91$
		PEF (l s ⁻¹)	$0,073 T + 0,134 E - 7,57$
Roca (20-65 años) ³⁶	M	FEV ₁ /FVC (%)	
		FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,046 T + 0,051 E - 4,30$
		FVC (l)	$0,0678 T - 0,0147 E - 6,0548$
		FEV ₁ (l)	$0,0514 T - 0,0216 E - 3,9548$
	F	PEF (l s ⁻¹)	$0,0945 T - 0,0209 E - 5,7732$
		FEV ₁ /FVC (%)	$- 0,1902 E + 85,58$
		FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,0392 T - 0,043 E - 1,1574$
		FVC (l)	$0,0454H - 0,0211A - 2,8253$
García-Río (65-85 años) ³⁷	M	FEV ₁ (l)	$0,0326H - 0,0253A - 1,2864$
		PEF (l s ⁻¹)	$0,0448H - 0,0304A + 0,3496$
		FEV ₁ /FVC (%)	$-0,244 E - 0,1126 P + 94,88$
		FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,023 T - 0,0465 E - 1,1055$
	F	FVC (l)	$0,0001572 T^2 - 0,00000268 E^3 + 0,223$
		FEV ₁ (l)	$0,0001107 T^2 - 0,0445 E + 2,886$
		PEF (l s ⁻¹)	$0,07092 T - 0,000939 E^2 + 0,347$
		FEV ₁ /FVC (%)	$- 00198 E^2 + 87,472$
F	FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,02635 T - 0,0604 E + 2,042$	
	FVC (l)	$0,0003171 T^2 - 0,0351 E - 6,368 BSA + 0,05925 P + 3,960$	
	FEV ₁ (l)	$0,0001726 T^2 - 0,0326 E - 2,303 BSA + 0,000122 P^2 + 3,398$	
	PEF (l s ⁻¹)	$0,0002283 T^2 - 0,0644 E + 4,001$	
		FEV ₁ /FVC (%)	$-0,155 T - 0,184 E + 116,096$
		FEF _{25-75%} (l s ⁻¹)	$0,02030 T - 0,0440 E + 1,538$

Nota. BSA: área de superficie corporal (en m²); E: edad (en años); F: femenino; FEF25-75%: flujo espiratorio medio; FEV1: volumen espiratorio forzado en el primer segundo; FVC: capacidad vital forzada; M: masculino; P: peso (en kg); PEF: flujo espiratorio máximo; T: talla (en cm). Tomado de *Normativa SEPAR. Espirometría* (p.395), por de García-Río, Calle, Burgos, & Casan, 2013.

Estas ecuaciones son ingresadas en Arduino para hacer el cálculo respectivo en base a la información obtenida de los pacientes. La interpretación de resultados se basa en comparar los valores teóricos con los producidos por un paciente al ejecutar el examen médico. Si difieren ambas mediciones, hay la posibilidad que el paciente padezca de una enfermedad respiratoria.

Para comprobar el funcionamiento correcto del prototipo diseñado se compara los resultados obtenidos con un espirómetro ya existente en el mercado, el cual cumple con normativas y estándares que aseguran resultados confiables.

Se ha seleccionado el dispositivo electrónico MIR Spirobank Smart Spirometer para realizar la comparación de funcionamiento y resultados.

Figura 83.

MIR Spirobank Smart Spirometer



Nota. Tomado de *Spirobank Smart* por MIR Medical International Research, s.f.

Resultados obtenidos

Se realizó la prueba de espirometría a diez pacientes alternando entre edad, peso, género y especialidad (tabla 5) con el objetivo de validar los resultados obtenidos por el prototipo de espirómetro, datos mostrados en la tabla 6.

Tabla 5.*Características antropométricas de los pacientes analizados*

N° Paciente	Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)	Género	Especialidad
1	62	165	62	Masculino	Consulta externa
2	26	165	64	Masculino	Consulta externa
3	30	155	55	Femenino	Consulta externa
4	47	150	61	Femenino	Consulta externa
5	40	155	74	Femenino	Consulta externa
6	59	154	67	Femenino	Medicina interna
7	42	155	58	Femenino	Medicina interna
8	33	160	62	Masculino	Medicina interna
9	64	168	65	Masculino	Medicina interna
10	31	52	156	Femenino	Medicina interna

Tabla 6.*Resultados de los pacientes analizados*

N°Paciente	FVC (Lt)			FEV1 (Lt/s)			PEF(Lt)			FEV1/FVC (%)		
	P	C	%E	P	C	%E	P	C	%E	P	C	%E
1	4.08	4.22	3.32	3.28	3.2	2.5	7.32	7.01	4.42	73.9	76.7	3.65
2	4.59	4.6	0.22	4.07	3.89	4.63	9.01	8.58	5.01	81.11	84.71	4.25
3	3.54	3.41	3.81	3.02	2.9	4.14	6.18	6.1	1.31	86.38	85.31	1.25
4	3.05	2.93	4.10	2.48	2.39	3.77	5.46	5.43	0.55	82.86	81.61	1.53
5	2.97	2.86	3.85	2.68	2.56	4.69	5.24	5.05	3.76	85.73	89.51	4.22
6	2.91	2.82	3.19	2.30	2.24	2.68	5.28	5.31	0.56	78.86	79.87	1.26
7	3.41	3.26	4.60	2.78	2.67	4.12	5.82	5.8	0.34	83.60	82.22	1.68

N°Paciente	FVC (Lt)			FEV1 (Lt/s)			PEF(Lt)			FEV1/FVC (%)		
	P	C	%E	P	C	%E	P	C	%E	P	C	%E
8	4.15	4.17	0.48	3.63	3.48	4.31	8.22	7.86	4.58	78.63	80.23	2.10
9	4.04	3.89	3.86	3.1	3.01	3.32	7.16	7.53	4.91	73.82	77.49	4.74
10	3.62	3.45	4.93	3.06	2.92	4.79	6.19	6.11	1.31	85.95	84.98	1.14

Nota. Donde P representa los datos tomados por el prototipo, C datos obtenidos por el espirómetro comercial y %E el margen de error entre ambas medidas.

Validación de hipótesis

La hipótesis planteada es:

El desarrollo de un prototipo de espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoMT permite evaluar la función pulmonar en pacientes dentro del área de medicina interna y consulta externa, cumpliendo normas de funcionamiento y bioseguridad para espirómetros.

Después de culminar las pruebas de funcionamiento se recopiló la información de cada una de las pruebas, en total se tomaron datos de 10 pacientes diferentes bajo el control de un médico de turno.

Para validar la hipótesis planteada es necesario evidenciar que los datos proporcionados por el espirómetro pueden ser empleados para evaluar la función pulmonar de un paciente. Esto se consigue realizando una comparativa con los datos de un espirómetro comercial modelo spiobank realizando el mismo ensayo bajo las mismas condiciones al mismo individuo. Si el margen de error existente entre los datos proporcionados por los diferentes espirómetros no supera el 5% se puede considerar que los resultados proporcionados por el prototipo de espirómetro pueden ser utilizados para realizar una impresión diagnóstica de la función pulmonar.

Fiabilidad de la medición: error < 5%

H_0 : Los datos proporcionados por el espirómetro no pueden ser empleados para evaluar la función pulmonar debido a que el error resultante al compararlo con uno comercial supera el 5%.

H_1 : Los datos proporcionados por el espirómetro pueden ser empleados para evaluar la función pulmonar de un paciente debido a que el error resultante al compararlo con uno comercial es menos del 5%.

Cálculo de la desviación estándar y promedio de los datos recopilados.

Muestra $n = 10$

Sumatoria de Margen de Error del FVC $\%E_1$

$$\sum \%E_1 = 32.34$$

Cálculo de la Media

$$\bar{x} = \frac{\sum \%E_1}{n}$$

$$\bar{x} = \frac{32.34}{10}$$

$$\bar{x} = 3.23$$

Tabla 7.

Datos para calcular la desviación estándar

x_i	$x_i - \bar{x}$	$(x_i - \bar{x})^2$
3.32	0.09	0.0081
0.22	-3.01	9.0601
3.81	0.58	0.3364
4.10	0.87	0.7569
3.85	0.62	0.3844

x_i	$x_i - \bar{x}$	$(x_i - \bar{x})^2$
3.19	-0.04	0.0016
4.60	1.37	1.8769
0.48	-2.75	7.5625
3.86	0.63	0.3969
4.93	1.70	2.89

Cálculo de la desviación estándar

$$s^2 = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

$$s^2 = \frac{23.2738}{9}$$

$$s^2 = 2.59$$

$$s = \sqrt{2.59}$$

$$s = 1.61$$

Se establece la zona de rechazo de H_0

Grados de Libertad

$$GL = n - 1$$

$$GL = 10 - 1$$

$$GL = 9$$

Al determinar el grado de libertad se puede encontrar el valor crítico (t_{vc}) para la prueba mismo que podrá ser obtenido de la tabla de distribución t-Student de dos colas. Lo primero es establecer el valor del nivel de significancia para este proyecto mismo que estará dado por el valor de $\alpha = 0.05$ debido a que la tolerancia permisible para la diferencia del margen de error es de 5% en todos los ensayos.

$$t_{vc} = 2.26$$

Cálculo de la prueba t-Student

$$s\bar{x} = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

$$s\bar{x} = \frac{1.61}{\sqrt{9}}$$

$$s\bar{x} = 0.54$$

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s\bar{x}}$$

$$t = \frac{3.23 - 5}{0.54}$$

$$t = 3.27$$

Para aceptar o rechazar la hipótesis planteada es necesario considerar la comparativa mostrada a continuación:

$$t > t_{vc}, \text{ Rechaza } H_0$$

$$t < t_{vc}, \text{ Acepta } H_0$$

Para concluir, se acepta la hipótesis alternativa ya que el valor de t que se calculó es mayor a la t_{vc} crítica por lo tanto se rechaza la hipótesis nula. Una vez analizado los datos y la información obtenida de todos los ensayos realizados, se puede afirmar que el prototipo de espirómetro digital puede ser empleado para realizar una impresión diagnóstica de la función pulmonar de un paciente. Los valores obtenidos por los ensayos de la prueba de espirometría en cada paciente le permiten al experto en la salud poder evaluar la función pulmonar con la seguridad de que los resultados proporcionados tienen un margen de error aceptable en comparación con un espirómetro comercial permitiéndole así generar una correcta impresión diagnóstica además de tener la facilidad de obtener estos datos a través del HMI y poder evaluarlos de manera remota gracias al IoMT.

Desinfección del equipo

Como se explicó en el apartado “Sistema de desinfección” este proceso tiene una duración de 30 minutos. Se realizó una espirometría a un paciente de género masculino, edad 60 años.

Figura 84.

Hisopos para toma de muestras



Figura 85.

Ejemplo de toma de muestra por hisopos



Se tomaron dos muestras mediante hisopos esterilizados: la primera denominada “espirómetro contaminado”, el hisopo fue frotado por toda la boquilla del espirómetro tanto interna como externamente, se utiliza guantes esterilizados para evitar cualquier tipo de contaminación cruzada.

Para la segunda muestra denominada “espirómetro estéril”, se expone el neumotacógrafo a la cámara de desinfección para así cumplir con el ciclo de trabajo antes propuesto con duración de 30 minutos dispuesto en tres intervalos. Finalizado el tiempo de desinfección, se repite el procedimiento anterior, se frota el hisopo por cada parte interna y externa de la turbina y boquilla, es importante de uso de guantes estériles para evitar la contaminación cruzada.

Estas muestras son analizadas por un laboratorio especializado en microbiología, realizando una prueba de cultivo para determinar la presencia o ausencia de microorganismos antes y después de la desinfección.

Los resultados de la muestra “espirómetro contaminado” indican la presencia de dos colonias de bacterias, *Streptococcus viridans* y *Staphylococcus epidermidis* (figura 86).

Figura 86.

Resultados microbiológicos del espirómetro contaminado



LABSA LABORATORIO CLINICO Y MICROBIOLÓGICO
 SALAME ORTIZ ANDREA CRISTINA
 Matriz: Av. Cevallos 17-43 entre Montalvo y Castillo. Ed. Vega Sánchez. 4to piso of.404
 Sucursal: Av. Victor Hugo y Marcos Montalvo esquina
 Telfs.: 0984595185
labsa.sa@hotmail.com

ORDEN NO. 20377

CONTAMINADA MUESTRA

Identificación: Espirómetro Contaminado
 Fecha nacimiento: 1962-08-01
 Edad: 60 años Sexo: Masculino
 Cliente: PARTICULARES

Fecha de Ingreso: 2022-08-01 5:06PM GMT-05
 Fecha de Impresión: 2022-08-04 9:45AM GMT-05

Informe de resultados

EXAMEN	RESULTADO	UNIDAD	V. REFERENCIA
MICROBIOLOGÍA			
Muestra	Espirómetro Contaminado		
CULTIVO			
Germen Aislado	Escaso Desarrollo de Streptococcus viridans		
ANTIBIOGRAMA			
AMIKACINA	Sensible		
AMOXÁ + AC CLAVUL	Sensible		
AMPICILINA + SUL	Sensible		
CEFALEXINA	Sensible		
CEFOXITIN	Sensible		
CEFUROXIMA	Sensible		
CIPROFLOXACINA	Resistente		
CLINDAMICINA	Resistente		
ERITROMICINA	Sensible		
OXACILINA	Resistente		
TRIMETROPRIM SULFA	Sensible		
Germen Aislado 2	Escaso Desarrollo de Staphylococcus epidermidis		
ANTIBIOGRAMA 2			
AMIKACINA	Sensible		
AMOXÁ + AC CLAVUL	Sensible		
AMPICILINA + SUL	Sensible		
CEFALEXINA	Sensible		
CEFOXITIN	Sensible		
CEFUROXIMA	Sensible		

Orden No. 20377 - CONTAMINADA MUESTRA - 2022-08-01 5:06PM
 * Se utiliza punto (.) como separador decimal * Fechas en GMT-05

Página 1



LABSA LABORATORIO CLINICO Y MICROBIOLÓGICO
SALAME ORTIZ ANDREA CRISTINA
 Matriz: Av. Cevallos 17-43 entre Montalvo y Castillo. Ed. Vega Sanchez. 4to piso of.404
 Sucursal: Av. Victor Hugo y Marcos Montalvo esquina
 Telfs.: 0984595185
labsa.sa@hotmail.com

CIPROFLOXACINA	Sensible
CLINDAMICINA	Sensible
ERITROMICINA	Resistente
OXACILINA	Resistente
TRIMETROPRIM SULFA	Resistente

Método: Cultivo

Validado por: Lcdo. Pablo Culcay S. Fecha: 2022-08-04 9:44AM



Verifique la
validez de este
reporte



Firmado digitalmente por:
ANDREA
CRISTINA
SALAME ORTIZ

Validado por
DRA. ANDREA SALAME O.
ACESS: 1803217692

Los resultados de la muestra “espirómetro estéril” evidencian que no existe un desarrollo bacteriano en 24 a 48 horas de incubación (figura 87).

Figura 87.

Resultados microbiológicos del espirómetro estéril



LABSA LABORATORIO CLINICO Y MICROBIOLÓGICO
SALAME ORTIZ ANDREA CRISTINA
Matriz: Av. Cevallos 17-43 entre Montalvo y Castillo. Ed. Vega Sánchez. 4to piso of.404
Sucursal: Av. Victor Hugo y Marcos Montalvo esquina
Telfs.: 0984595185
labsa.sa@hotmail.com

ORDEN NO. 20378

DESCONTAMINADA MUESTRA

Identificación: Espirómetro Estéril
Fecha nacimiento: 1962-08-01
Edad: 60 años Sexo: Masculino
Cliente: PARTICULARES

Fecha de Ingreso: 2022-08-01 5:08PM GMT-05
Fecha de Impresión: 2022-08-04 9:46AM GMT-05

Informe de resultados

EXAMEN	RESULTADO	UNIDAD	V. REFERENCIA
MICROBIOLOGÍA			
Muestra	Espirómetro Estéril		

CULTIVO

Germen Aislado Sin Desarrollo Bacteriano, a las 24-48 horas de incubación.

Método: Cultivo

Validado por: Lcdo. Pablo Culcay S. Fecha: 2022-08-04 9:46AM



Verifique la validez de este reporte



Firmado electrónicamente por
ANDREA
CRISTINA
SALAME ORTIZ

Validado por
DRA. ANDREA SALAME O.
ACESS: 1803217692

Con estos resultados se evidencia que el ozono sí puede ser utilizado como método de desinfección funcional para instrumentación médica que entra contacto directo con mucosas internas del cuerpo humano. También se asegura que, al usar el prototipo entre varios pacientes, siempre y cuando después de cada uso el equipo sea desinfectado, no hay riesgo elevado de contagio bacteriológico entre pacientes.

Capítulo VI

Conclusiones y Recomendaciones.

Conclusiones

- Se implementó de manera exitosa un prototipo de espirómetro digital con sistema semiautomático de desinfección e interfaz de usuario y monitoreo remoto mediante IoT para evaluar la función pulmonar en paciente dentro del área de medicina interna y consulta externa del hospital andino de la ciudad de Riobamba.
- Considerando la información obtenida por medio de la investigación bibliográfica se puede desarrollar distintos tipos de espirómetros con mayores grados de exactitud y que no requieran ningún sistema de calibración o comparación para asegurar una correcta obtención de datos.
- Es importante entender los procedimientos fisiológicos que suceden durante la inhalación y exhalación pulmonar para comprender a que hace referencia cada uno de los parámetros espirométricos y que procedimiento es necesario realizar para su correcta obtención a través de instrumentos electrónicos.
- Toda prueba realizada en seres humanos que no requieran de procesos invasivos no requiere de un comité de ética para su implementación, pero si es necesario entender aspectos básicos que son fundamentales en Medicina, tales como protocolos de higiene, para no desarrollar un dispositivo que pueda afectar la salud de una persona
- Una investigación de campo en interfaces de usuario de dispositivos médicos permitirá diseñar un entorno HMI que pueda amoldarse a los usos convencionalmente por expertos en la salud pues estos valoran la simplicidad y a efectividad de estas interfaces.
- Todo sistema electrónico que maneje etapas de potencia e involucre dentro de su fase de control el uso de señales biológicas debe diseñarse con un circuito de aislamiento-

acondicionamiento que permita la correcta obtención de dicha señal sin sufrir ningún tipo de perturbación en sus valores.

- Al diseñar un sistema de descontaminación es fundamental estudiar el efecto directo sobre la salud de los seres vivos que tienen todas aquellas substancias que funcionen como agentes descontaminantes pues muchos de ellos pueden ser no aptos para el uso prolongado dentro de dispositivos médicos o sus efectos en área pueden ser nocivos tanto para las personas como para ciertos tipos de instrumentación.
- Al trabajar con múltiples operaciones a nivel de programación lo ideal es llamar dichos procesos de cálculos solo cuando son necesarios, esto con el fin de evitar saturar al microcontrolador y permitirle funcionar de manera fluida sin pérdida de información.
- El uso de un dominio web y un servicio de host para hospedar páginas web es de mucha ayuda para proyectos que necesiten IOT, debido a que el control y monitoreo de algún equipo se lo puede realizar por medio de cualquier dispositivo móvil con acceso a internet, por lo cual no es necesario tener encendida alguna computadora en específico como host, ya que el alojamiento web cuenta con sus propios servidores.

Recomendaciones

- Para escoger el tipo de neumotacógrafo que se desea diseñar es necesario considerar aquellas variables que estos emplean para poder interpretar una señal biológica como señal eléctrica y de esa manera poder escoger la instrumentación apropiada para su debida implementación.
- Para la implementación de componentes electrónicos en diseño de PCB se aconseja revisar apropiadamente la distribución de los componentes con el fin de otorgar compactibilidad, eficiencia y reducción de costes a la hora de su construcción.
- Es recomendable antes de modelar piezas en un software CAD tener conocimiento de las limitaciones que los fabricantes pueden ofrecer, esto con el fin de evitar problemas como sobredimensionamiento de piezas, material no apto para procesos de mecanizado, impresión de material excedente, entre otras.
- Es aconsejable que durante la ejecución de la prueba de espirometría antes de la etapa de recolección de datos se explique adecuadamente a cada paciente el proceso que ellos deben realizar para que los resultados brindados en cada ensayo sean de lo más aceptables.
- Se aconseja dar una pequeña capacitación al personal médico que manipulará el dispositivo con el fin de garantizar su correcto uso y detallar sus limitaciones para evitar daños al mismo.
- Se recomienda adquirir un hosting o alojamiento web de paga debido a que ofrece mejores servicios que los gratuitos, además son más seguros en cuanto a conectividad de servidores, ya que la probabilidad una caída es casi nula.
- Para la creación de páginas web se recomienda realizar una web responsive, esto con el fin de que se pueda adaptar a cualquier dispositivo, ya sea computadora, Tablet o celular.

Trabajos futuros

Se plantea como estudio a futuro la realización de un neumotacógrafo inalámbrico con boquilla extraíble que permita a las pruebas de espirometría realizarse de manera más cómoda. También se propone el diseño de una cámara de descontaminación con sistema de distribución controlado que permita una mayor exactitud en la delimitación del área a desinfectar para una superficie.

Bibliografía

- Acosta, S., & de Andrade, V. (2008). *Manual de esterilización para centros de salud*. Obtenido de https://www1.paho.org/PAHO-USAID/dmdocuments/AMR-Manual_Esterilizacion_Centros_Salud_2008.pdf
- Adriano, S. (2010). *Construcción de un neumotacógrafo por medio de una interfaz en labview*. Obtenido de <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/330/1/38T00173.pdf>
- Alsubaei, F., Abuhussein, A., Shandilya, V., & Shiva, S. (Diciembre de 2019). *ResearchGate*. Obtenido de IoMT-SAF: Internet of Medical Things Security Assessment Framework: https://www.researchgate.net/publication/336340918_IoMT-SAF_Internet_of_Medical_Things_Security_Assessment_Framework
- Beltrán, O. (2013). Diseño e implementación de un espirómetro. *Revista Tekhnê*, 10(2), 5-14. Obtenido de <https://revistas.udistrital.edu.co/index.php/tekhne/article/view/8939/10311>
- Benítez, R., Bouscoulet, L., & Villca, N. (Junio de 2016). Espirometría: recomendaciones y procedimiento. *Neumol Cir Torax*, 75(2), 173-190. Obtenido de <https://www.medigraphic.com/pdfs/neumo/nt-2016/nt162g.pdf>
- Corn, J. (2014). Pruebas de la función pulmonar. *Revista norteamericana de medicina respiratoria y cuidados intensivos*, 189, 17-18. Obtenido de <https://www.thoracic.org/patients/patient-resources/resources/spanish/pulmonary-function-tests.pdf>
- Cosemar Ozono, S.L. (s.f). *CosemarOzono*. Obtenido de Desinfección con generadores de ozono: <https://www.cosemarozono.com/blog/desinfeccion-con-generadores-de-ozono/>
- Daneri, P. (2007). *Electromedicina. Equipos de diagnósticos y cuidados intensivos*. Buenos Aires: HASA.
- de Ávila, G., González, J., & Rodríguez, C. (2013). Las 4 reglas de la espirometría. *Cadernos de atención primaria*, 20, 7. Obtenido de <https://www.agamfec.com/wp/wp-content/uploads/2014/07/20-7-50-het.pdf>

- DeweSoft. (01 de Marzo de 2020). *Qué es Adquisición de Datos - DAQ o DAS?* Obtenido de <https://dewesoft.com/es/daq/que-es-adquisicion-de-datos>
- Díaz, R., Pabon, V., Vera, S., & Gomez, A. (2019). Espirómetro Electrónico Portátil con Visualización en Dispositivo Móvil. *Scientia et Technia*, 9(1), 154-160. Obtenido de Espirómetro Electrónico Portátil con Visualización en Dispositivo Móvil: https://www.researchgate.net/publication/332594083_Espirometro_Electronico_Portatil_con_Visualizacion_en_Dispositivo_Movil
- Domínguez, N. (17 de mayo de 2017). *Colección de tesis digitales Universidad de las Américas Puebla*. Obtenido de Diseño y Construcción de un Espirómetro Digital con Interfaz en Labview: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/dominguez_m_ni/
- Euroinnova. (s.f.). *¿Qué son los sistemas de electromedicina y por qué estudiarlos?* Obtenido de Euroinnova international online education: <https://www.euroinnova.ec/que-son-los-sistemas-de-electromedicina>
- Ferreira, A. (Diciembre de 2020). *Secretaría del Comité de Asma y Vías Aéreas Inferiores de la AAAe/C*. Obtenido de Espirometría en tiempos de covid-19: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2020/12/1141120/espirometria-en-tiempos-de-covid-19.pdf>
- García-Río, F., Calle, M., Burgos, F., & Casan, P. (2013). Normativa SEPAR. Espirometría. *Archivos de bronconeumología*, 388-401.
- Giner, J., Burgos, F., & Sibelmed. (2016). *Slideplayer*. Obtenido de Curso de espirometría: <https://slideplayer.es/slide/8840725/>
- Gómez, Ó., & Silva, J. (Octubre de 2014). *Diseño e implementación de un polisomnógrafo con transmisión de datos inalámbricos*. Obtenido de <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/9120/1/T-ESPEL-ENI-0330.pdf>

Gruppo Set. (s.f.). *MES – Manufacturing Execution System*. Obtenido de MES suite for industry 4.0: <https://www.grupposet.it/en/software-industry-4-0/mes-manufacturing-execution-system>

Instituto Nacional de Estadísticas y Censos INEC. (Junio de 2021). *Ecuador en cifras*. Obtenido de Registro Estadístico de Camas y Egresos Hospitalarios año 2020: https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/Camas_Egresos_Hospitalarios/Cam_Egre_Hos_2020/Principales%20resultados%20Camas%20y%20Egresos%202020.pdf

JaveSalud. (Agosto de 2017). *Procedimiento de limpieza y desinfección institucional*. Obtenido de <https://repository.javeriana.edu.co/bitstream/handle/10554/39678/Documento%202.pdf>

Khan Academy. (s.f.). *¿Qué es la tasa de flujo volumétrico?* Obtenido de <https://es.khanacademy.org/science/physics/fluids/fluid-dynamics/a/what-is-volume-flow-rate>

Kiversal. (25 de Mayo de 2018). *Qué es la IoMT*. Obtenido de <https://blog.kiversal.com/que-es-la-iomt/>

Lehmann. (1989). *Geometría Analítica*. México D.F: Aldina, S.R.L.

Limachi, C. (2018). *Repositorio Institucional Universidad Mayor de San Andrés*. Obtenido de Espirometro digital: <https://repositorio.umsa.bo/xmlui/handle/123456789/21652>

Martínez, C. (Octubre de 2020). *Geriatricarea*. Obtenido de La desinfección con ozono es un sistema eficaz, seguro, sostenible y económico: <https://www.geriatricarea.com/2020/10/09/la-desinfeccion-con-ozono-es-un-sistema-eficaz-seguro-sostenible-y-economico/>

Martínez, N., Vargas, M., Hernández, R., Chaia, G., & Pérez, M. (Julio de 2017).

Inmunopatología de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica. *Revista alergia*

- México, 64(3), 327-347. Obtenido de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2448-91902017000300327
- Mazón, A., Rojas, S., & Sánchez, E. (16-18 de Junio de 2016). Obtenido de Medición del volumen pulmonar utilizando control difuso en la plataforma LabView: https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_008_E.pdf
- Megatronica. (s.f.). *Megatronica. Robótica, electrónica, computación, ingeniería*. Obtenido de Módulo Esp8266 Ch340 Nodemcu V3 Lua Wifi Desarrollo lot: <https://megatronica.cc/producto/esp8266-modulo-wifi-bluetooth-node-mcu/>
- Mejía, G. (Junio de 2010). *Diseño y desarrollo de un espirómetro de flujo de bajo costo*. Obtenido de Universidad Nacional Autónoma de México: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/633/A6.pdf?sequence=1>
- MIR. (s.f.). *Spirobank Smart*. Obtenido de <https://spirometry.com/en/products/spirobank-smart/>
- Mora, H. (24 de Octubre de 2011). *Tecnología Informática y Computación*. Obtenido de Sistemas de adquisición y Procesamiento de datos: <https://rua.ua.es/dspace/simple-search?query=Sistemas+de+adquisici%C3%B3n+y+Procesamiento+de+datos>
- Nextion. (2022). *Nextion*. Obtenido de Made for HMI GUI development: https://nextion.tech/nextion-editor/#_section1
- Orellana, M., Menchaca, E., Nava, J., Nava, N., Orellana, J., & Ponce, S. (2010). El ozono como una alternativa para esterilizar piezas de mano y fresas en Odontología. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria "Ortodoncia.ws"*.
- Pérez, E., & Fernández, A. (2011). *Técnicas básicas de enfermería*. España: McGraw-Hill.
- Ponce Silva, M. (2008). *Un nuevo método para desinfectar el agua: Ozono*. Obtenido de ResearchGate: https://www.researchgate.net/publication/236631892_Un_nuevo_metodo_para_desinfectar_el_agua_ozono

- Reiriz, J. (s.f). *Infermera Virtual*. Obtenido de Sistema respiratorio: anatomía:
<https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430>
- Revelo, C. (15 de Febrero de 2019). *Repositorio de tesis de grado y postgrado PUCE*. Obtenido de Prevalencia de las enfermedades pulmonares crónicas y su relación con factores de riesgo en el Adulto Mayor, en la Consulta Externa del Servicio de Medicina Interna del Hospital General Enrique Garcés, durante el primer semestre de 2018:
<http://repositorio.puce.edu.ec/handle/22000/16018>
- Sanmartín, P., Ávila, K., & Vilora, C. J. (2016). Internet de las cosas y la salud centrada en el hogar. *Salud uninorte*, 32(2), 337-351. Obtenido de
<http://www.scielo.org.co/pdf/sun/v32n2/v32n2a14.pdf>
- Shelke, Y., & Sharma, A. (2016). *Internet of medical things*. Obtenido de Aranca:
https://www.aranca.com/assets/uploads/resources/special-reports/Internet-of-Medical-Things-IoMT_Aranca-Special-Report.pdf
- Swissmed. (2020). *FLOW MIR*. Obtenido de <https://www.swissmed.ch/flow-mir/>
- Taran, V., Gnidenk, Y., Krasnyj, V., Lozina, A., Taran, A., Chechelnitskyi, O., . . . Starikova, S. (2020). Portable ozone sterilization device with mechanical and ultrasonic cleaning units for dentistry. *Rev Sci Instrum*, 91.
- Udit, H. (23 de Abril de 2021). *Cynoteck*. Obtenido de Internet de las cosas médicas: las mejores oportunidades para hacer crecer su negocio de atención médica:
<https://cynoteck.com/es/blog-post/internet-of-medical-things-top-opportunities-to-grow-your-healthcare-business/>
- Whitlock, J., Sill, J., & Jain, S. (Marzo de 2020). A-spiro: Towards continuous respiration monitoring. *EISevier*, 15.
- Wonderware. (2018). *Interfaz Hombre-Máquina (HMI)*. Obtenido de
<https://www.wonderware.es/hmi-scada/que-es-hmi/>

ANEXOS