

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Trabajo de titulación previo a la obtención de Título de
Ingeniero Electrónico

Proyecto Técnico

“DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN PLETISMÓGRAFO DIGITAL PARA DETECCIÓN DE ENFERMEDADES PULMONARES”

Autor:

BYRON RICARDO NAULA DUTÁN

Tutor:

ING. RENE AVILA CAMPOVERDE

CUENCA- ECUADOR

2018

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, Byron Ricardo Naula Dután con documento de identificación N° 0104096268 manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación “*DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN PLETISMÓGRAFO DIGITAL PARA DETECCIÓN DE ENFERMEDADES PULMONARES.*”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero Electrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la universidad facultada para ejercer plenamente los derechos ejercidos anteriormente.

En la aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, Febrero del 2018



Byron Ricardo Naula Dután

CI: 0104096268

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación ***“DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN PLETISMÓGRAFO DIGITAL PARA DETECCIÓN DE ENFERMEDADES PULMONARES.”***, realizado por **Byron Ricardo Naula Dután**, obteniendo un **Proyecto Técnico** que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, Febrero 2018



Ing. Rene Ávila Campoverde

CI: 010225792-0

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Byron Ricardo Naula Dután con documento de identificación N° 0104096268 autor del trabajo de titulación “*DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN PLETISMÓGRAFO DIGITAL PARA DETECCIÓN DE ENFERMEDADES PULMONARES.*”, certifico que el contenido total de este **Proyecto Técnico** es de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, Febrero del 2018



Byron Ricardo Naula Dutan

CI: 0104096268

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO	I
INDICE DE FIGURAS	IV
INDICE DE Tablas	VII
AGRADECIMIENTOS	VIII
DEDICATORIA	IX
RESUMEN	X
ANTECEDENTES	XI
INTRODUCCIÓN	XII
JUSTIFICACIÓN	XIII
BENEFICIARIOS	XIII
OBJETIVOS	XIV
1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	1
1.1 Sistema respiratorio.....	1
1.1.1 Definición.....	1
1.1.2 Partes del sistema respiratorio	1
1.1.3 Proceso de la respiración.....	3
1.2 La pletismografía.....	4
1.2.1 ¿Qué es la pletismografía?	4
1.2.2 Pletismografía pulmonar	5
1.2.3 El pletismógrafo y sus requerimientos	6
1.3 La espirometría.....	7
1.3.1 ¿Qué es la espirometría?	7
1.3.2 El espirómetro y sus requerimientos.	8
1.4 Volúmenes de oxígeno y capacidades pulmonares	14
1.4.1 Volúmenes de oxígeno	15
1.4.2 Capacidades pulmonares	16
1.4.3 Factores fisiológicos relacionados con los valores de función respiratoria.....	18

1.4.4	Aspectos extra que influyen en la función respiratoria	23
1.5	Anomalías respiratorias.....	28
1.5.1	Características de una respiración normal.....	28
1.5.2	Alteraciones en la frecuencia respiratoria	29
1.5.3	Alteraciones en la profundidad de los movimientos respiratorios	29
1.5.4	Alteraciones en la relación entre inspiración y espiración	30
1.5.5	Alteraciones de ritmo respiratorio.....	30
1.6	Procedimientos para diagnóstico de anomalías.....	33
1.6.1	Procedimiento de diagnóstico en la espirometría.....	33
1.6.2	Procedimiento de diagnóstico en la pletismografía.....	35
1.7	Sensor virtual con (RNA).....	39
1.7.1	¿Que son las Redes Neuronales Artificiales (RNA)?	40
2.	ANÁLISIS Y DISEÑO DEL SISTEMA	45
2.1	Topología del sistema.....	45
2.2	Fase de adquisición	46
2.3	Fase de procesamiento	46
2.4	Fase de transmisión	48
2.5	Fase de monitoreo	48
2.6	Diseño del PCB	48
2.7	Diseño de la estructura.....	50
3.	IMPLEMENTACIÓN DEL DISPOSITIVO.....	51
3.1	Construcción del transductor.....	51
3.1.1	Transductor capacitivo	52
3.1.2	Transductor resistivo	54
3.2	Programación del micro controlador.....	55
3.2.1	Adquisición y normalización de la señal.....	56
3.2.2	Implementación del sensor virtual	56
3.2.3	Comunicación serial.....	58
3.3	Implementación de la interfaz gráfica.....	59
3.4	Construcción del PCB	60
3.5	Construcción de la estructura y ensamblaje final.....	62
4.	ANÁLISIS DE RESULTADOS	64
4.1	Proceso de validación del dispositivo	64

4.2 Características de los pacientes y parámetros para las pruebas de validación.	65
4.3 Comprobación de la red neuronal del pletismógrafo	66
4.3 Señales adquiridas	69
4.4 Protocolo de diagnóstico	72
5. ANÁLISIS ECONÓMICO	76
5.1 Análisis de los costos de operación.....	76
5.2 Costo por unidad al producir 100 unidades.....	78
5.4 Análisis de demanda.....	78
5.4 Análisis de sensibilidad.....	78
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	81
6.1 Conclusiones.	81
6.2 Recomendaciones.....	84
ANEXOS	84
ANEXO 1: CÓDIGO DEL MICROCONTROLADOR.....	85
ANEXO 2: EXÁMENES DE VALIDACIÓN DE DATOS.....	91
ANEXO 3: FOTOGRAFÍAS DE LAS PRUEBAS FINALES	96
ANEXO 4: MANUAL DE USUARIO DEL EQUIPO	98
GLOSARIO.....	107
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	111

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Partes del sistema respiratorio [2].....	2
Figura 2. Diafragma Humano [2].....	3
Figura 3. Pletismografía aplicada en las extremidades de una persona [4].....	5
Figura 4. Pletismógrafo corporal [5].....	6
Figura 5. Espirometría en ejecución [7].....	8
Figura 6. Curvas Espirométricas [10].....	9
Figura 7. Espirómetro de agua [11].....	11
Figura 8. Espirómetro de Pistón [11].....	11
Figura 9. Espirómetro de Fuelle [11].....	12
Figura 10. Espirómetro Neumotacografo [11].....	13
Figura 11. Sensor de flujo tipo turbina [11].....	13
Figura 12. Sensor de flujo tipo Anemómetro. [10].....	14
Figura 13. Sensor de flujo ultrasónico [10].....	14
Figura 14. Volúmenes pulmonares. [4].....	15
Figura 15. Volúmenes y capacidades pulmonares [3].....	17
Figura 16. Relación CV y edad [6].....	19
Figura 18. Comparación del riesgo para EPOC entre fumadores y no fumadores.[18].....	23
Figura 18. Variables espirométricas en mujeres y hombres fumadores y no fumadores. [19].....	24
Figura 19. Señal espirométrica de una respiración normal [22].....	29
Figura 20. Respiración de Cheyne-Storkes.[28].....	31
Figura 21. Respiración de kussmaul. [29].....	31
Figura 22. Respiración de Biot. [30].....	32
Figura 23. Anomalías respiratorias. [27].....	32
Figura 24. Curvas espirométricas. [33].....	35
Figura 25. Posición del paciente para la pletismografía. [36].....	37
Figura 26. Registro de la maniobra de la pletismografía. [5].....	39
Figura 27. Esquema general de un sensor virtual. [35].....	40
Figura 28. Neurona Biológica. [36].....	41
Figura 29. Modelo de una neurona artificial. [37].....	42
Figura 30. Estructura del perceptrón clásico. [40].....	42

Figura 31. El perceptrón como clasificador [40]	43
Figura 32. Estructura de un red adaline.[41]	43
Figura 33. Plano generado por una red adaline. [41]	44
Figura 34. Arquitectura de una red multicapa. [42].....	44
Figura 35. Superficie de error. [43].....	45
Figura 36. Topología y Fases del sistema. Fuente [Autor]	46
Figura 37. Fase de adquisición. Fuente [Autor]	46
Figura 38. Red Neuronal del Sensor Virtual. Fuente [Autor].....	47
Figura 39. Componentes de la etapa de transmisión y monitoreo. Fuente [Autor]	48
Figura 40. Diseño esquemático de la placa del dispositivo. Fuente [Autor].....	49
Figura 41. Ruteado del PCB. Fuente [Autor].....	50
Figura 42. Diseño de la carcasa del dispositivo. Fuente [Autor]	51
Figura 43. Sensor capacitivo. Fuente [Autor].....	52
Figura 44. Primera forma de colocación del sensor. Fuente [Autor]	53
Figura 45. Circuito de adquisición y señal del sensor capacitivo. Fuente [Autor].....	53
Figura 46. Segunda forma de colocación del sensor. Fuente [Autor].....	54
Figura 47. Circuito modificado y señal adquirida. Fuente [Autor].....	54
Figura 48. Sensor resistivo. Fuente [Autor].....	55
Figura 49. Esquema e implementación del sensor resistivo. Fuente [Autor].....	55
Figura 50. Subrutina Normalizar Respiración. Fuente [Autor]	56
Figura 51. Implementación del sensor virtual. Fuente [Autor]	57
Figura 52. Código para la recepción y envío de datos. Fuente [Autor].....	58
Figura 53. Interfaz gráfica. Fuente [Autor]	59
Figura 54. Transferencia del papel al cobre. Fuente [Autor].....	61
Figura 55. Ataque químico y estañado. Fuente [Autor]	61
Figura 56. Placa finalizada. Fuente [Autor].....	62
Figura 57. Modelo físico del encapsulado. Fuente [Autor]	62
Figura 58. Ensamblaje final dispositivo. Fuente [Autor].....	63
Figura 59. Error de la red neuronal en varones. Fuente [Autor]	66
Figura 60. Error de la red neuronal en mujeres. Fuente [Autor].....	68
Figura 61. Prueba del paciente 1. Fuente [Autor]	69
Figura 62. Prueba del paciente 2. Fuente [Autor]	70
Figura 63. Prueba del paciente 3. Fuente [Autor]	70

Figura 64. Prueba del paciente 4. Fuente [Autor]	71
Figura 65. Prueba del paciente 5. Fuente [Autor]	71
Figura 66. Prueba del paciente 6. Fuente [Autor]	71
Figura 67. Colocación del sensor resistivo. Fuente [Autor]	73
Figura 68. Conexión del smartphone con el pletismógrafo. Fuente [Autor]	74
Figura 69. Botones de configuración e ingreso de datos. Fuente [Autor]	75
Figura 70. Visualización de resultados	76
Figura 71. Prueba de aplicación 1. Fuente [Autor]	96
Figura 72. Prueba de aplicación 2. Fuente [Autor]	96
Figura 73. Prueba de aplicación 3. Fuente [Autor]	96
Figura 74. Prueba de aplicación 4. Fuente [Autor]	97
Figura 75. Prueba de aplicación 5. Fuente [Autor]	97
Figura 76. Prueba de aplicación 6. Fuente [Autor]	97
Figura 77. Logo de la aplicación Bluetooth Electronics	98
Figura 78. Panel principal de la aplicación. Fuente [Autor]	98
Figura 79. Modo de edición de un panel. Fuente [Autor]	99
Figura 80. Letra enviada al presionar el botón rojo. Fuente [Autor]	100
Figura 81. Texto por defecto en terminal de envío. Fuente [Autor]	100
Figura 82. Configuración para la recepción de datos en el Graph. Fuente [Autor]	101
Figura 83. Parámetros de visualización del Graph. Fuente [Autor]	101
Figura 84. Conexión del dispositivo a una fuente de energía. Fuente [Autor]	102
Figura 85. Posible error al conectar la fuente de energía. Fuente [Autor]	102
Figura 86. Conexión del sensor al pletismógrafo. Fuente [Autor]	103
Figura 87. Colocación del cinturón al paciente. Fuente [Autor]	103
Figura 88. Pasos para conectar el bluetooth al pletismógrafo. Fuente [Autor]	104
Figura 89. Botones para ingresar los datos del paciente. Fuente [Autor]	105
Figura 90. Interfaces para interpretación de datos. Fuente [Autor]	106

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características antropométricas y espirométricas. [5]	20
Tabla 2. Características antropométricas en sujetos no fumadores. [7].....	21
Tabla 3. Medición de la capacidad Vital Pulmonar. [19].....	25
Tabla 4. Característica de los pacientes seleccionados	65
Tabla 5. Resultados obtenidos en la pruebas de aplicación.....	65
Tabla 6. Varones seleccionados para la prueba de la red.	67
Tabla 7. Mujeres seleccionadas para la prueba de la red.....	68
Tabla 8. Lista de materiales por circuito.....	77
Tabla 9. Lista de materiales de construcción de la placa.....	77
Tabla 10. Costo Total del Producto original	77
Tabla 11. Análisis en un escenario pesimista.....	79
Tabla 12 Análisis en escenario nulo o neutro	79
Tabla 13. Análisis en un escenario optimista.....	80

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a Dios por alcanzarme y enseñarme cosas tan impresionantes que solo pueden provenir de un mundo sobrenatural, por qué Él me ha guiado siempre para tomar las mejores decisiones el en tiempo perfecto, porque he sentido su respaldo en todo tiempo y aun en los momentos difíciles me ha entregado esa paz y tranquilidad que sobrepasa todo entendimiento para seguir adelante pese a toda circunstancia y por qué sé que sin El nada de lo que haga tendría sentido.

También quiero agradecer a mis padres por todo el apoyo que me han brindado, por todo su sacrificio y paciencia hacia mí, porque sé que quieren lo mejor para mí y también a mis hermanas que de alguna u otra forma han hecho esta etapa de mi vida más divertida y especial que sé que sin ella nada sería lo mismo.

Gracias a todos mis compañeros de clases y profesores por todas sus enseñanzas y agradezco especialmente al Ing. Rene Ávila por ser una excelente persona y por todo su trabajo como director de carrera siempre tratando de hacer lo mejor, gracias por todo el apoyo, paciencia y ayuda que me ha dado cuando la he necesitado.

Quiero agradecer también al Dr. Neumólogo Alejandro Tenorio por abrirme las puertas en el centro de diagnóstico de patologías respiratorias Cedipar y permitir realizar las pruebas de función pulmonar y obtener los resultados para la validación de este proyecto muchas gracias y bendiciones para usted doctor y su equipo de trabajo.

De manera muy especial quiero dar las gracias a Elizabeth Reyes porque ella estuvo hay desde que comencé esta carrera y ha permanecido todos estos años junto a mí y ser parte de este proyecto y contribuir a la realización del mismo.

Finamente gracias a la Universidad Politécnica Salesiana por todas la oportunidades y la contribución que dio para mi formación profesional.

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo a Dios y a mis padres porque siempre me han impulsado a superarme y ser mejor, porque me facilitaron muchas cosas para lograr llegar hasta donde estoy y sé que estarán muy felices ahora que culmine mi educación de tercer nivel.

Expreso mi dedicatoria a mi abuelito Ricardo y a mi bis abuelita Amelia también a mis tíos, tías, primos y primas a mi novia Elizabeth y todas las personas que estuvieron apoyándome con cualquier cosa que estuviera al alcance de ellos.

Byron R. Naula Dután.

RESUMEN

Los exámenes de función respiratoria son aquellos que determinan el estado la salud pulmonar de los pacientes que se realizan estas pruebas. Los exámenes de función pulmonar son la espirometría y la pletismografía los cuales pueden detectar anomalías respiratorias como una obstrucción pulmonar crónica, que es una falta de elasticidad en los pulmones que generalmente se presenta en personas fumadoras. También es posible detectar anomalías en la frecuencia, ritmo y profundidad respiratoria. Este tipo de exámenes médicos no son muy conocidos por la población en general ya que se realizan solo en centros médicos de diagnóstico especializado y también porque un examen de estos tiene costos moderados y esto se debe al elevado costo de los equipos para realizar estos exámenes. En este documento se describe el diseño e implementación de un pletismógrafo digital que funciona con redes neuronales en configuración de sensor virtual que utilizan como entradas de la red características fisiológicas del paciente como es la edad, talla, peso, sexo, si es fumador o no y si es deportista o no. Todos estos parámetros se procesan en un microcontrolador y se combinan con la señal de un sensor de flexión resistivo para generar una señal pulmonar en función del tiempo y así estimar los valores de función respiratoria como la capacidad vital forzada, frecuencia, profundidad y forma de respiración igual que en equipos médicos certificados con la diferencia que el costo de producción en serie del dispositivo sea cómodo para los médicos que deseen adquirirlo y a su vez sirva como herramienta de soporte en consultas generales en clínicas, hospitales, centros de salud, etc. Para prevenir enfermedades pulmonares graves a futuro, con este objetivo se consultaron referencias históricas de los estudios espirométricos y pletismograficos. Se señalaron además los requerimientos para las mediciones de la función pulmonar, principalmente los relacionados a la cooperación del paciente y las características antropométricas para establecer los valores predictivos, también se presenta un estudio de rentabilidad en caso de la comercialización del dispositivo desarrollado. Finalmente, se presenta el análisis de resultados de confiabilidad y precisión de la red neuronal implementada en el pletismógrafo y las respectivas conclusiones del proyecto.

ANTECEDENTES

Alrededor del mundo existen millones de personas que tienen enfermedades pulmonares. Si se reunieran todos los tipos de enfermedades del pulmón conformarían la tercera causa de muerte en los Estados Unidos, existen exámenes médicos que sirven para diagnosticar ciertas anomalías respiratorias al igual que un electrocardiograma para el caso del corazón o un electroencefalograma para el cerebro, la pletismografía pulmonar sirve para determinar los parámetros vitales y condiciones de funcionamiento de los pulmones, para ello existen dispositivos como los pletismógrafos pulmonares y los espirómetros. La desventaja que tienen estos equipos es su elevado costo ya que sobrepasan los \$3500 por lo que un examen de este tipo no se realiza en consultas generales sino que se envía con una orden especial a un sitio determinado al igual que un examen de rayos X cuando existe ya una sospecha de enfermedad grave [3].

En la actualidad, existen varios métodos o procedimientos para realizar la medición de la respiración, una forma es mediante la utilización de un instrumento llamado espirómetro que está constituido por un fuelle o campana para recoger el aire y de un potenciómetro que genera una señal proporcional al desplazamiento de la campana que permite transformar la señal mecánica en eléctrica [6],[7].

En la Universidad Politécnica Salesiana se tiene el objetivo de preparar futuros profesionales para que solventen necesidades cotidianas y planteen soluciones a problemas en un entorno de la vida real a diario, por lo que se le brinda al estudiante las herramientas necesarias para que desarrollen capacidades y destrezas en un campo determinado, complementando las clases teóricas con la práctica. En la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, existe el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) en donde se realizan estudios para diseñar prototipos que se enfoquen en ayudar a la gente a tener una mejor calidad de vida, facilitar sus labores diarias aplicando los conocimientos adquiridos en el campo de la electrónica y combinarlos con la medicina para fabricar dispositivos que realicen un trabajo determinado como por ejemplo un electrocardiograma o un electroencefalograma etc.

INTRODUCCIÓN

La pletismografía pulmonar es un análisis que se usa para medir cuánto aire pueden contener los pulmones y permite evaluar a los pacientes con enfermedades pulmonares que a menudo se asocian con un descenso de la capacidad pulmonar total (CPT). Si bien la espirometría que se usa de forma más común para medir el volumen pulmonar, se ha observado que la pletismografía pulmonar es más confiable. Ésta se usa para medir la capacidad pulmonar total de una persona, que es el volumen de aire total en los pulmones luego de haber inhalado tan profundamente como sea posible. Las pruebas de función respiratoria (PFR) son indispensables en la práctica clínica neumológica ya que son de gran utilidad en el diagnóstico de enfermedades respiratorias y además permiten evaluar la respuesta a tratamientos, así como vigilar la progresión funcional de la respiración. Estas pruebas tienen la utilidad en la valoración del riesgo peroperatorio y en el pronóstico de diversas enfermedades. Por estos motivos, casi cualquier individuo evaluado por el especialista en medicina respiratoria es tributario para realizarle alguna de las pruebas de función respiratoria. Las pruebas que con mayor frecuencia se utilizan para analizar la mecánica de la respiración son la espirometría, pletismografía corporal y pruebas de reto bronquial de las cuales en este documento se estudian las 2 primeras, y además de estas existen exámenes menos comunes como el examen de intercambio gaseoso, la prueba de difusión pulmonar de monóxido de carbono, la gasometría usualmente arterial y oximetría de pulso. También están tenemos las pruebas de función pulmonar con ejercicio físico que permiten analizar la respuesta integrada del organismo a una situación de estrés, como la respuesta respiratoria, cardiovascular, metabólica, musculoesquelética y neurosensorial. Estos exámenes se realizan en un laboratorio de función pulmonar, cardiopulmonar, en clínicas y en consultorios de neumología, ya que se necesita de los equipos médicos especiales y que son de alto costo. En este contexto se propone desarrollar un equipo que nos muestre las condiciones y el funcionamiento pulmonar al igual que los equipos médicos citados pero utilizando la técnica de la pletismografía que se basa en medir la expansión del diafragma o la expansión del pecho para calcular la circulación de aire que pasa por los pulmones y también determinar si existen anomalías respiratorias [1],[2],[4],[7],[12].

JUSTIFICACIÓN

Debido al alto costo de los equipos existentes para realizar estos exámenes, la mayoría de médicos no tienen forma de revisar los parámetros de función pulmonar y solo cuentan con un estetoscopio para saber cómo está la salud pulmonar de sus pacientes. Este proyecto plantea el diseño y construcción de un pletismógrafo digital que sirva como herramienta de soporte para el médico general para realizar un diagnóstico presuntivo y de alta confiabilidad a un precio mucho más accesible y que se realice en consultas generales.

BENEFICIARIOS

Debido a que el dispositivo propuesto en este trabajo tiene un costo mucho menor a los equipos que existen comercialmente, los beneficiarios serán médicos que deseen adquirir el dispositivo para realizar este tipo de examen en sus consultorios directamente y las personas que necesiten este examen, quienes no gastarán demasiado tiempo y dinero acudiendo a los escasos lugares en donde se realizan este tipo de exámenes de función pulmonar.

OBJETIVOS

Objetivo general

Diseñar e implementar un prototipo de pletismógrafo digital como herramienta de diagnóstico presuntivo para detectar enfermedades pulmonares y determinar condiciones y parámetros vitales en los pacientes.

Objetivos específicos

OE1. Realizar el estudio del arte para la construcción del dispositivo tanto en el área electrónica como médica.

OE2. Diseñar un transductor que permita obtener la señal pletismográfica de los pulmones e implementarlo junto con un mecanismo adecuado para la adquisición de datos.

OE3. Procesar los datos de la señal para calcular la capacidad y frecuencia pulmonar y además la detección de posibles anomalías.

OE4. Desarrollar un software con una interfaz gráfica que permita la interpretación de los datos adquiridos.

OE5. Realizar pruebas para determinar la confiabilidad del dispositivo y mejorar cualquier imperfección que se pueda presentar.

OE6. Establecer un protocolo de diagnóstico para realizar el examen médico en los usuarios

CAPÍTULO 1

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Sistema respiratorio

1.1.1 Definición

El sistema respiratorio es aquel que incluye todos los mecanismos involucrados en la toma de oxígeno por parte de las células de tu cuerpo y en la eliminación del dióxido de carbono. La función principal de la respiración es proporcionar un medio para el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono, entre el torrente sanguíneo y el medio ambiente externo, suministrando oxígeno a las células y los tejidos del organismo, eliminando de ellos los desechos del dióxido de carbono [1].

1.1.2 Partes del sistema respiratorio

- **Vías respiratorias:** Son las fosas nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, los bronquios y los bronquiólos. La boca también es un órgano por donde entra y sale el aire durante la respiración.
- **Fosas nasales:** Son dos cavidades situadas encima de la boca. Se abren al exterior por los orificios de la nariz donde reside el sentido del olfato y se comunican con la faringe por la parte posterior.
- **Faringe:** Se encuentra a continuación de las fosas nasales y de la boca. Forma parte también del sistema digestivo. A través de ella pasan el alimento que ingerimos y el aire que respiramos.
- **Laringe:** Está situada en el comienzo de la tráquea. Cámara hueca en la que se produce la voz. La laringe está sujeta por medio de ligamentos al hueso hioides, situado en la base de la lengua.
- **Tráquea:** Es un conducto de unos doce centímetros de longitud. Se extiende entre la laringe y los bronquios, y se sitúa por delante del esófago. La tráquea está

formada por numerosos hemianillos cartilagosos, abiertos por su parte dorsal, que es adyacente al esófago.

- **Bronquios:** Son los dos tubos en que se divide la tráquea. Penetran en los pulmones, donde se ramifican una multitud de veces, hasta llegar a formar los bronquiolos. Conducen el aire desde la tráquea a los alveolos
- **Los Pulmones:** Son órganos situados en la cavidad torácica que llevan a cabo la respiración, forman uno de los órganos más grandes del cuerpo. Su función esencial, compartida con el sistema circulatorio, es la distribución de oxígeno y el intercambio de gases. Son capaces de aumentar de tamaño cada vez que inspiras y de volver a su tamaño normal cuando el aire es expulsado.
- **Alvéolos:** Son sacos terminales del aparato respiratorio en el que se realiza el intercambio de gases entre la sangre y el aire respirado [1], [2].

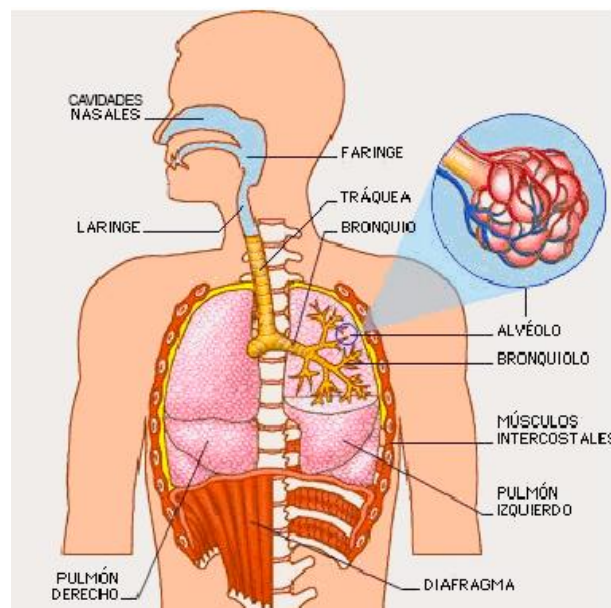


Figura 1. Partes del sistema respiratorio [2]

- **El Diafragma:** Es un músculo extenso que separa la cavidad torácica de la abdominal. Las tres principales aberturas del diafragma permiten el paso del esófago, la aorta, los nervios, y los vasos linfáticos y torácicos. Está inclinado hacia arriba, más elevado en la parte anterior que en la posterior y tiene forma de bóveda

cuando está relajado. La respiración está asistida por la contracción y distensión de este músculo. Durante la inspiración se contrae y al estirarse aumenta la capacidad del tórax; entonces, el aire tiende a entrar en los pulmones para compensar el vacío creado. Cuando se relaja, el aire se expulsa [1], [2].

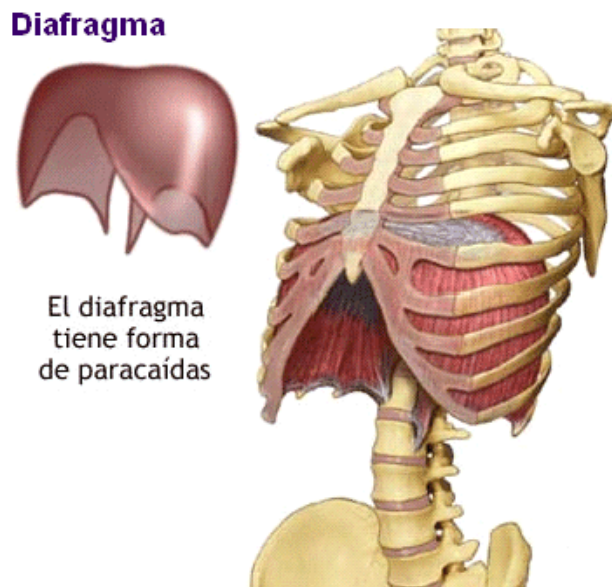


Figura 2. Diafragma Humano [2]

1.1.3 Proceso de la respiración

La respiración, de manera generalizada consiste en tomar oxígeno del aire y desprender el dióxido de carbono que se produce en las células. El transporte de oxígeno en la sangre es realizado por los glóbulos rojos, quienes son los encargados de llevarlo a cada célula, de nuestro organismo, que lo requiera. Al no respirar no llegaría oxígeno a nuestras células y por lo tanto no podrían realizarse todos los procesos metabólicos que nuestro organismo requiere para subsistir, esto traería como consecuencia una muerte súbita por asfixia (si no llega oxígeno a los pulmones o una muerte cerebral si no llega oxígeno al cerebro, la respiración consta de tres fases que se enumeran a continuación [1].

1. Intercambio de gases.
2. El transporte de gases.
3. La respiración en las células y tejidos.

Respiramos unas 17 veces por minuto y cada vez introducimos en la respiración normal $\frac{1}{2}$ litro de aire. El número de inspiraciones depende del ejercicio, de la edad etc. la capacidad pulmonar de una persona es de cinco litros. A la cantidad de aire que se pueda renovar en una inspiración forzada se llama capacidad vital; suele ser de 3,5 litros [1].

1.2 La pletismografía

1.2.1 ¿Qué es la pletismografía?

La pletismografía sirve para registrar cambios de tamaño o volumen de alguna parte u órgano del cuerpo ocasionado por la variación del flujo sanguíneo como en las venas, arterias y el corazón, también sirve para registrar el cambio volumétrico de gases como el de los pulmones; el instrumento utilizado para esto se llama pletismógrafo. La etimología de la palabra pletismógrafo nos dice que proviene de dos raíces griegas que son “Plethos” que significa “gran cantidad, abundancia, plenitud” y “Grapho” que significa “escribir o registrar” y se le dio este nombre por que registra el incremento máximo de volumen de un órgano al llenarse de líquido o un gas [3], [4].

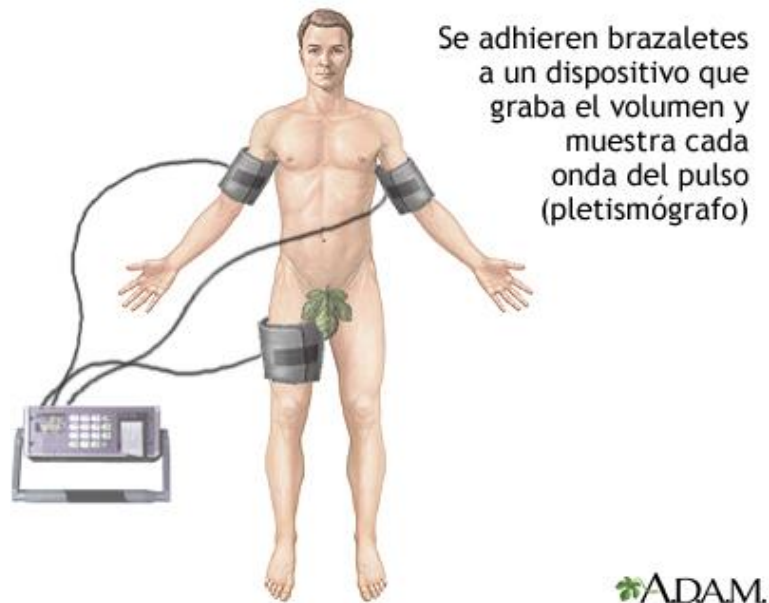


Figura 3. Pletismografía aplicada en las extremidades de una persona [4]

1.2.2 Pletismografía pulmonar

También se le conoce como pletismografía corporal y sirve para determinación del volumen pulmonar estático. La pletismografía del cuerpo entero es una prueba para medir cuánto aire se puede contener en los pulmones ya que se trata de una prueba mecánica de función respiratoria que mide principalmente la capacidad residual funcional (CRF) y la resistencia específica de la vía aérea (sRaw). La pletismografía corporal es el estándar para la medición de volúmenes y capacidades pulmonares con resultados confiables y precisos. Además, en las enfermedades obstructivas permite cuantificar la hiperinflación pulmonar y el atrapamiento aéreo. Se realiza adicionalmente una medición de capacidad vital pulmonar (VCP), volumen corriente (VC), volumen de reserva inspiratoria (VRI) y volumen de reserva espiratorio (VRE). Esas mediciones permiten calcular la capacidad pulmonar total (CPT) y el volumen residual (RV), estos parámetros funcionales que brinda la pletismografía pulmonar se detallan en la sección 1.4 de este capítulo [5].



Figura 4. Pletismógrafo corporal [5]

1.2.3 El pletismógrafo y sus requerimientos

El pletismógrafo es una cámara hermética de tamaño lo suficientemente grande como para que se pueda introducir una persona. Su capacidad es en general, entre 600 y 1,000 litros. El equipo y software deben cumplir con las especificaciones técnicas emitidas por la ATS/ERS 2005 (American Toracic Society/ Sociedad Europea Respiratoria.) con los siguientes requerimientos: [5]

- Transductores de presión capaces de medir más de 50 cmH₂O o 0,04903 Bar que también equivalen a 36,776 mmHg y con frecuencia de respuesta de al menos 8 Hz. La frecuencia de respuesta debe ser mínimo 5 veces superior a la frecuencia respiratoria durante la maniobra de inspiración y espiración forzada que no debe sobrepasar el 1.5 Hz o 90 respiraciones por minuto.

- Los sensores para medir flujo o volumen deben tener la capacidad mínima de medición de volumen de 0.5 a 8.00 lt. con exactitud de $\pm 3\%$, mediciones de flujos desde 0 a 14 lt/s y tiempo de registro de al menos 30 segundos.
- Los transductores de presión de la cabina del pletistimógrafo deben tener una exactitud de al menos $\pm 0.2 \text{ cmH}_2\text{O}$ o 0,000196 bar
- Pantalla para presentar la gráfica de volumen- tiempo, presión - cambio de volumen y flujo- cambio de volumen
- Impresión del informe el cual deberá incluir datos del paciente, valores de referencia y las principales mediciones en pletismografía: FRC, RV, VC, IC, ERV, TLC, FR cambio de volumen (ΔV), así como la gráfica volumen tiempo, presión-cambio de volumen y flujo-cambio de volumen.
- Computadora, impresora, báscula, cinta métrica, estadímetro, termómetro ambiental con precisión de 1 grado centígrado, boquillas con filtros desechables con una eficiencia , mayor al 99% para la filtración de virus bacterias y micro bacterias además deben tener un espacio muerto menor a 100 ml [5].

1.3 La espirometría

1.3.1 ¿Qué es la espirometría?

La espirometría es el examen básico para evaluar la función pulmonar y determinar el volumen y flujo del aire exhalado en función del tiempo. Este examen sirve para diagnosticar alteraciones de la función pulmonar en pacientes con síntomas y signos respiratorios, patologías que pueden alterar la función pulmonar directa o indirectamente, exposición a factores de riesgo como el tabaco, contaminación ambiental, quimioterapia, radioterapia o fármacos con conocida toxicidad pulmonar. También ayuda a detectar enfermedades pulmonares obstructivas crónicas, como una bronquitis crónica, un enfisema pulmonar, asma o algunas otras enfermedades propias del pulmón. La prueba de función pulmonar se realiza haciendo una inspiración máxima

hasta capacidad pulmonar total (CPT) y luego se solicita que espire en forma forzada hasta alcanzar el volumen residual (VR) y así se puede registrar los volúmenes de oxígeno y capacidades pulmonares [6], [7].



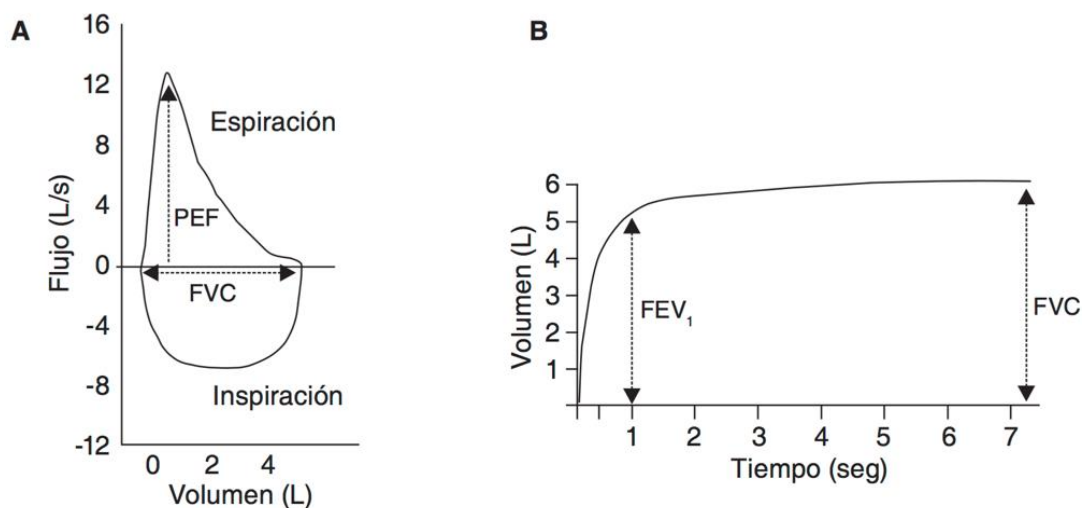
Figura 5. Espirometría en ejecución [7]

Existen algunas contraindicaciones relativas para la realización de la espirometría en determinados pacientes que pueden presentar algunas restricciones físicas o enfermedades relacionadas con el sistema cardiaco y el respiratorio dentro de las que se incluyen: enfermedad cardiovascular aguda o descompensada, o si en los últimos tres meses a sufrido un infarto agudo del miocardio, insuficiencia cardiaca, enfermedad cerebrovascular, neumotórax en los noventa días previos al examen, riesgo de hemoptisis o ruptura de aneurisma, cirugía de tórax, abdomen, ojos u oídos en los últimos tres meses, infecciones respiratorias agudas en las últimas dos semanas, tuberculosis pulmonar activa y embarazo avanzado o complicado. Por otro lado la espirometría no debe ser solicitada en pacientes con traqueotomía o sonda pleural ya que los resultados que se obtendrán no serán confiables [8].

1.3.2 El espirómetro y sus requerimientos

Antiguamente los espirómetros eran lectores de volumen a partir de una campana invertida y sellada en un recipiente de agua, o turbinas con un fuelle o pistón conectados siempre a un quimógrafo que permitía incorporar una señal de tiempo. De esta forma, se podía obtener una señal de volumen a lo largo del tiempo y derivar la velocidad con la que el aire se movía por las vías respiratorias. Estos equipos fueron sucesivamente sustituidos por la incorporación de un lector instantáneo de flujo, que permitía calcular el volumen integrando, matemáticamente esta información inicial. Esto permitió dibujar

una curva de flujo/volumen y calcular la velocidad instantánea de la salida o la entrada del aire en las vías respiratorias. Para realizar una espirometría se precisa disponer de un espirómetro que es el equipo médico utilizado para realizar este examen de función pulmonar. Elegir un buen espirómetro es una decisión fundamental para que los datos de la espirometría sean fáciles de obtener, fiables en su magnitud e interpretables en el contexto clínico en el que se valoran [9].



A. Curva flujo-volumen. B. Curva volumen-tiempo.

Figura 6. Curvas Espirométricas [10]

Un espirómetro debe contar con las siguientes características:

- Tener la capacidad de realizar una lectura de volumen de al menos 8lt.
- Debe incluir un instrumento de calibración estandarizado.
- Periodo de 0.25 s. antes del inicio de la maniobra para valorar volumen extrapolado.
- Pantalla para la presentación de los gráficos de flujo-volumen (F/V) y volumen-tiempo (V/T), idealmente en tiempo real e invariable al momento de la generación del reporte espirométrico.
- Ser capaz de acumular una señal de volumen durante 15 segundos.
- Exactitud exigible en la lectura de flujo de 5% o 100ml.
- Precisión en la misma lectura del 3% o 50 ml.
- Determinar el inicio de trazado por extrapolación retrograda.

- Resolución de lectura entre 25 y 50 ml.
- Volumen mínimo detectable de 30 ml.
- Resistencia total del sistema <math><1,5 \text{ cmH}_2\text{O}/ \text{lt/s}</math>.

Además, el espirómetro deberá disponer de la capacidad de registrar gráfica y numéricamente la señal obtenida, almacenar varios trazados y comparar entre los registros, al mismo tiempo que dispone de una pantalla que permita visualizar simultáneamente a la medición para garantizar la interpretación de las medidas [9], [10].

1.3.3 Tipos de espirómetro

Se clasifican de acuerdo con la variable que miden, sabiendo esto los espirómetros que existen son de dos tipos: los de volumen y los de flujo. Los espirómetros de flujo son los más utilizados en la actualidad [10].

a) **Espirómetros de volumen:** Los espirómetros de volumen fueron los primeros que se utilizaron en la historia de exámenes de función pulmonar, estos registran la maniobra espiratoria forzada en el momento en que se produce la inspiración y espiración pulmonar. Cuando el sujeto respira por una boquilla el aire se mueve hacia un cilindro, una campana de plástico o un diafragma de goma, que a su vez mueve una aguja o plumilla que traza o inscribe una curva sobre el papel gráfico en movimiento. Los espirómetros de sello de agua, los de sello rotador en seco y los espirómetros de fuelle son las tres clases de espirómetro más ampliamente utilizadas.

- **Espirómetro de agua o de campana:** Este espirómetro consta de una campana de plástico o metal ligero introducida en un recipiente con agua. La campana esta perfectamente equilibrada por un sistema de poleas o una pesa, durante la espiración del paciente se introduce aire debajo de la campana haciendo que esta se eleve y como consecuencia de esto la pesa descienda. Este movimiento es registrado en un papel que se mueve a velocidad constante [11].

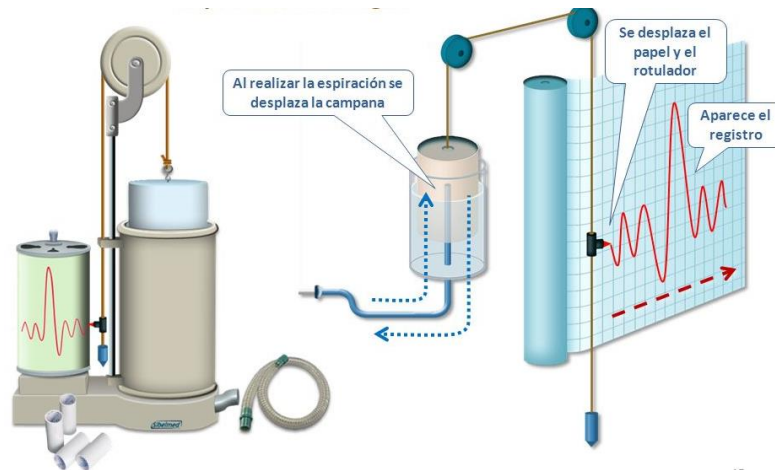


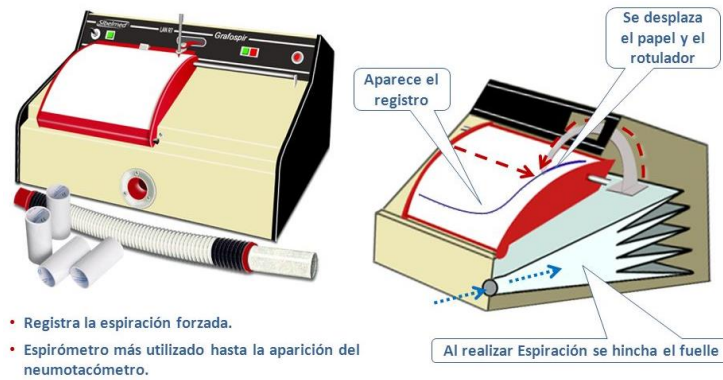
Figura 7. Espirómetro de agua [11]

- **Espirómetro de pistón:** Se trata de un espirómetro seco, es decir no está sellado con agua como el anterior, Este consiste en un pistón dentro de un cilindro que es empujado a medida que el paciente inspira o espira aire y el movimiento es registrado sobre un papel que se mueve a velocidad constante [11].



Figura 8. Espirómetro de Pistón [11]

- **Espirómetro de Fuelle:** Al soplar el paciente el aire hincha un fuelle que puede tener forma de cuña o de concertina y el desplazamiento de la pared del fuelle es el que registra la forma de onda de la función pulmonar



- Registra la espiración forzada.
- Espirómetro más utilizado hasta la aparición del neumotacómetro.

Figura 9. Espirómetro de Fuelle [11]

b) **Espirómetros de Flujo:** Los espirómetros de flujo miden que tan rápido pasa el flujo de aire a través de un detector, y de esa manera calculan el volumen por medios electrónicos. Registran la velocidad del flujo a intervalos muy breves, tales como 30 a 300 veces por segundo, y usan la información obtenida para reconstruir la velocidad del flujo en cada punto del tiempo y del volumen y este tipo de espirómetro presentan la ventaja de que son portátiles y el proceso de diagnóstico es automático.

- **Espirómetro neumotacógrafo:** Miden la diferencia de presión que se genera al pasar un flujo laminar a través de una resistencia conocida. $Flujo = \frac{\Delta Presion}{Resistencia}$
Un transductor de presión transforma la señal de presión diferencial en eléctrica, que es ampliada y procesada [10].

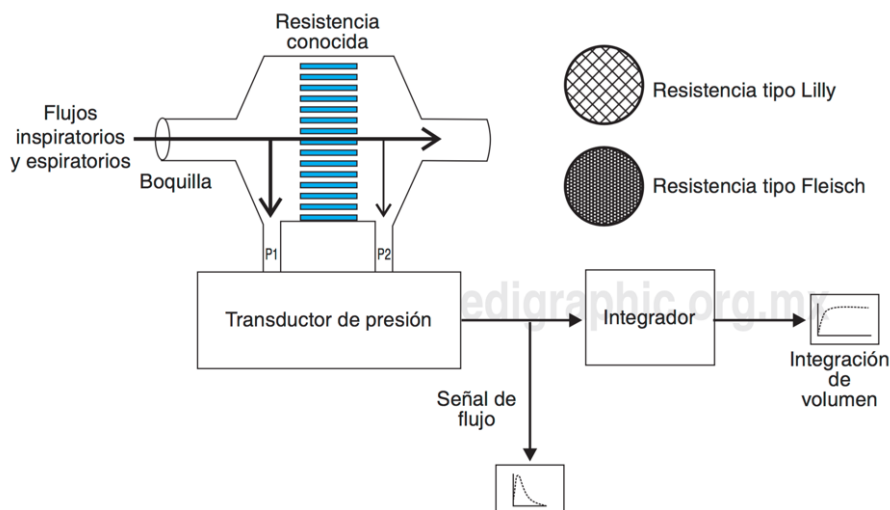


Figura 10. Espirómetro Neumotacógrafo [11]

- **Espirómetro de turbina:** Esta basado en que la velocidad de giro de las aspas de la turbina, registrada mediante sensores ópticos, es proporcional al flujo que pasa a través del dispositivo [10].

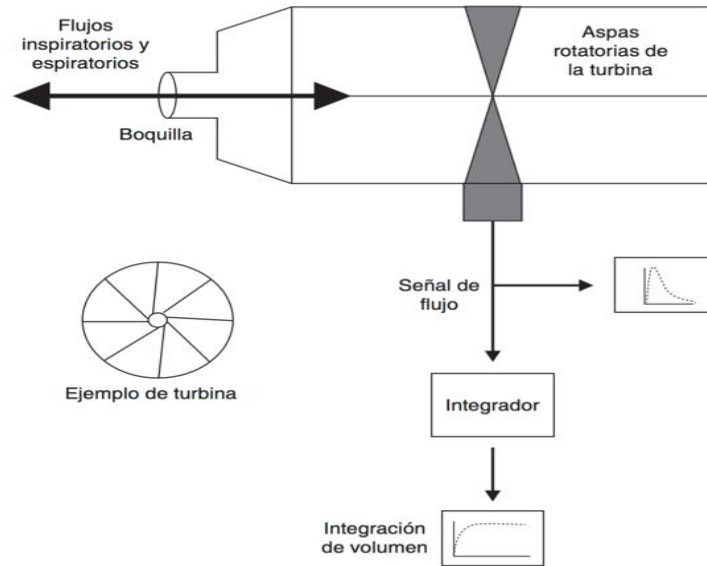


Figura 11. Sensor de flujo tipo turbina [11]

- **Espirómetro de flujo con anemómetros, termistores:** Tiene un hilo metálico en el cabezal, generalmente de platino, calentado a temperatura constante por medio de corriente eléctrica. Al pasar el flujo de aire enfría el hilo y se calcula el flujo [10].

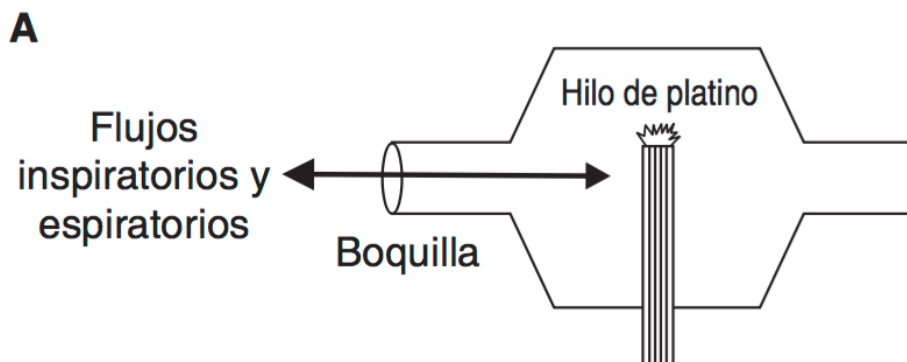


Figura 12. Sensor de flujo tipo Anemómetro. [10]

- **Espirómetro ultrasónico:** El flujo de aire enlentece el tránsito de la onda de ultrasonido entonces se mide el tiempo de tardanza de la onda en función del flujo [10].

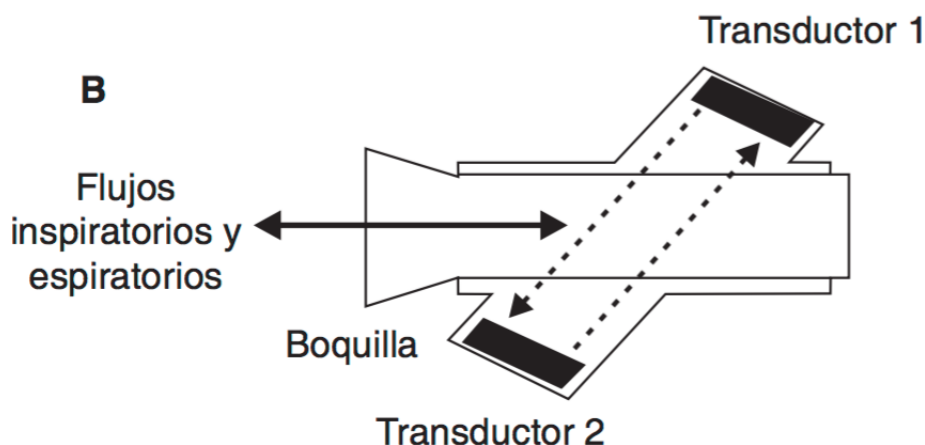


Figura 13. Sensor de flujo ultrasónico [10]

1.4 Volúmenes de oxígeno y capacidades pulmonares

Se refiere a la capacidad de oxígeno y volúmenes en litros que tiene los pulmones de los seres humanos los cuales pueden almacenar hasta 5 litros de aire si la persona no sufre de problemas respiratorios y en caso de ser deportistas como por ejemplo los nadadores alta competencia puede llegar a tener una capacidad de 7.5 lt. de aire en los pulmones; Dependiendo de los diferentes niveles de profundidad de la fase inspiratoria y la espiratoria de la respiración, se pueden diferenciar varios volúmenes de aire que se encuentran en nuestros pulmones en un momento determinado. Igualmente se puede hacer referencia a las diferentes capacidades pulmonares, cuando se suman varios volúmenes de oxígeno que existen en los pulmones como los que se detallan a continuación [12].

1.4.1 Volúmenes de oxígeno

- **Volumen de ventilación pulmonar (VC):** También conocido como *Volumen de Corriente* y es la cantidad de aire que inspiramos o espiramos en cada respiración en condiciones de reposo en un adulto sano es de unos **500ml a 700 ml** de aire aproximadamente o el 15% de la capacidad vital (CVP) [12], [13].
- **Volumen de reserva inspiratorio (VRI):** cantidad máxima de aire que logramos introducir en nuestros pulmones adicional por encima del Volumen de Corriente y tiene un rango entre unos **2500 ml a 3.000 ml** de aire aproximadamente o también se puede calcular como el 60% de la capacidad vital pulmonar (CVP) [12], [13].
- **Volumen de reserva espiratorio (VRE):** Es la cantidad máxima de aire que logramos espirar por debajo del límite inferior del Volumen de Corriente (VC) después de finalizar una espiración normal por lo general está entre unos **1.100 ml a 1200 ml** de aire aproximadamente o también se puede calcular como el 25% de la capacidad vital pulmonar (CVP) [12], [13].

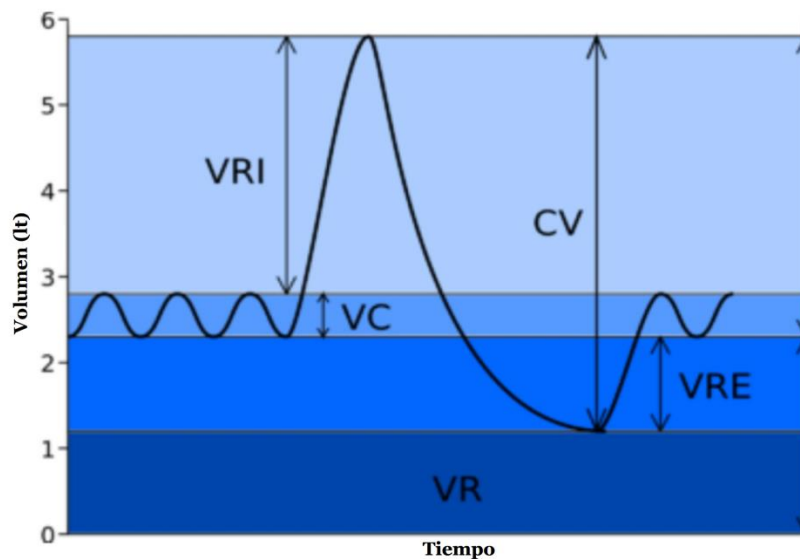


Figura 14. Volúmenes pulmonares. [4]

- **Volumen residual (VR):** Es la cantidad de aire que se queda en los pulmones después de finalizar una espiración máxima y profunda, este volumen no puede ser exhalado, este volumen residual oscila entre los *1200 ml a 2400ml* de aire [12], [13].

1.4.2 Capacidades pulmonares

- **Capacidad inspiratoria (CI):** Es la cantidad máxima de aire que podemos inspirar después de finalizar una espiración normal en reposo es de aproximadamente unos *3000 ml* de aire y equivale a la sumatoria del volumen de ventilación pulmonar en reposo (VC) y del volumen de reserva inspiratorio(VRI) [12], [13].

$$CI = VC + VRI \quad (1)$$

- **Capacidad residual funcional (CRF):** Es la cantidad de aire que se encuentra en nuestros pulmones después de finalizar una espiración normal en reposo o visto de otra forma es el volumen remanente en pulmones tras una expiración a volumen corriente(VC) la cantidad de aire oscila entre los *1800 ml. a 2400 ml* de aire. Es la sumatoria del volumen de reserva espiratorio (VRE) y del volumen residual (VR).

$$CRF = VRE + VR \quad (2)$$

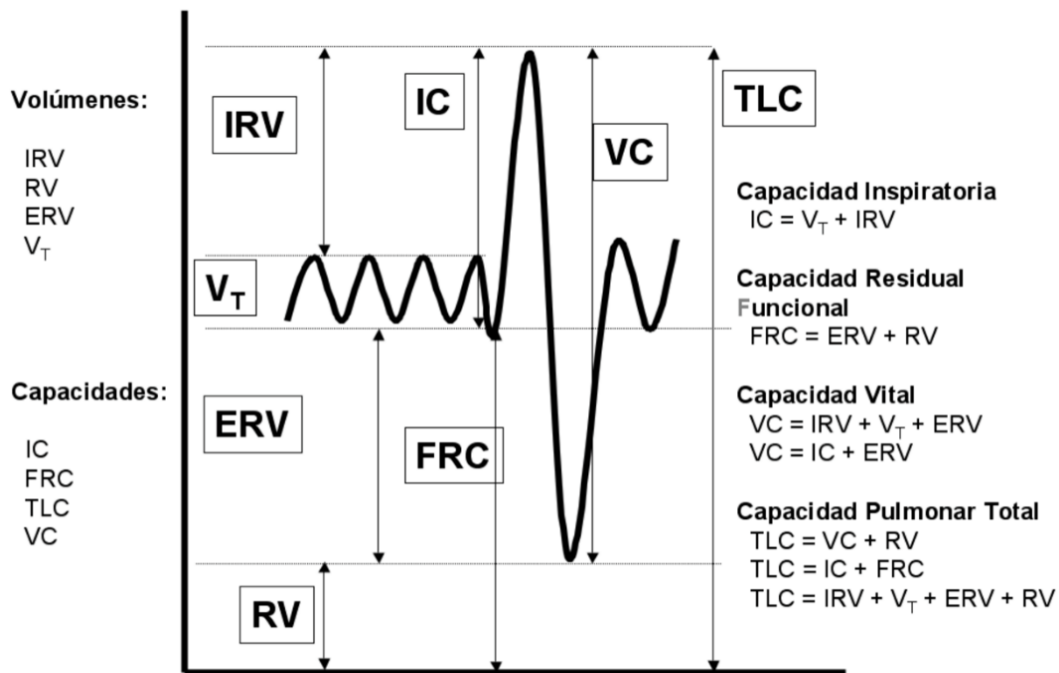


Figura 15. Volúmenes y capacidades pulmonares [3]

- **Capacidad vital pulmonar (CVP):** Es la cantidad máxima de aire que podemos respirar después de realizar una inspiración máxima y profunda o también es el máximo volumen expirado tras una inspiración máxima, en un valor promedio en volumen es de **3000 ml a 5000 ml** de aire. Es el resultado de la sumatoria de todos los volúmenes pulmonares, exceptuando el volumen residual que es la cantidad de aire que nunca abandonará nuestros pulmones por muy grande que sea nuestro esfuerzo espiratorio. La capacidad vital pulmonar, depende en mucho del desarrollo de la musculatura respiratoria. Los nadadores, por ejemplo, poseen una poderosa musculatura respiratoria y tienen los valores más altos de la capacidad vital pulmonar. En un deportista muy bien entrenado la CVP puede oscilar entre los 6500ml y los 7500 ml de aire [12], [13].

$$CVP = VRI + VRE + VC \quad (3)$$

- **Capacidad pulmonar total (CPT):** Es la cantidad de todo el aire que se encuentra en nuestros pulmones después de realizar una inspiración máxima y profunda. La capacidad pulmonar total es el producto de la sumatoria de todos los volúmenes pulmonares incluyendo el volumen residual (VR) y la cantidad de aire en personas normales esta entre 4500 ml a 5800 ml. de aire aproximadamente [12], [13].

$$CPT = VRI + VRE + VC + VR \text{ o } CPT = CVP + VR \quad (4)$$

1.4.3 Factores fisiológicos relacionados con los valores de función respiratoria

A lo largo de décadas de investigación y luego de haberse realizado numerosos estudios de diferentes autores alrededor del mundo han mostrado en poblaciones tanto sanas como patológicas, que existe una relación directa entre la función pulmonar y los factores físicos que son edad, sexo, talla, peso, deporte, tabaquismo y factores musculo esqueléticos, estos se detallan a continuación [14].

- **Edad:** Estudios publicados por la revista médica chilena volumen 2 en febrero del año 2014 en un artículo llamado “*Proposición de nuevas ecuaciones para calcular valores espirométricos de referencia en población chilena adulta. Sociedad Chilena de Enfermedades Respiratorias (SER)*” se muestra la gran relación que tiene la edad con la capacidad vital (CV) ya que los individuos estudiados mostraron variaciones importantes en los valores al cambiar el rango de edad. Por ejemplo: Hombre con talla 1,69 m, tiene una disminución anual de su CV hasta los 50 años de 12 ml y sobre los 50 años, de 31 ml. En la figura 16 se muestra una regresión lineal a los datos obtenidos en este estudio [14].

La relación entre los procesos de crecimiento y envejecimiento y los cambios en la función pulmonar ha sido una de las más estudiadas en los últimos 20 años. El proceso de envejecimiento se caracteriza por una pérdida de fuerza muscular, una reducción de la capacidad cardiovascular y de la movilidad articular, y por ende una disminución general de la capacidad física [14].

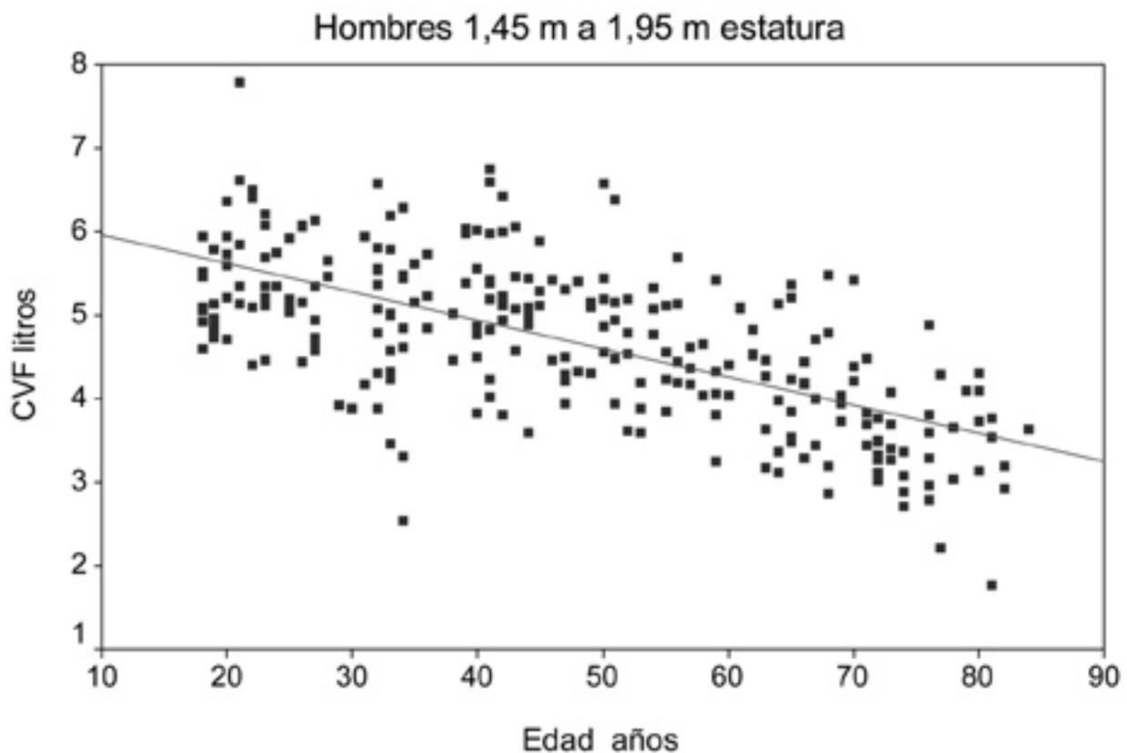


Figura 16. Relación CV y edad [6]

Así se explica parcialmente el descenso de los valores promedio de flujos espiratorios y de las presiones máximas generadas y una reducción de movilidad de la articulación costovertebral, estos cambios pueden causar una mecánica pobre de la respiración durante el ejercicio. Estas alteraciones en el envejecimiento fueron descritas hace 40 años por primera vez, admitiéndose a través de pequeños estudios de adultos jóvenes comparados con sujetos ancianos. Demostraban que la edad no provoca cambios en el tamaño pulmonar o Capacidad Pulmonar Total (CPT), sin embargo, la Capacidad Residual Funcional (CRF) y el Volumen Residual (VR) aumentan mientras que la Capacidad Vital Pulmonar (CVP) y la inspiratoria declinan a lo largo de la vida [15].

- **Sexo:** Los hombres poseen mayores valores de función pulmonar que las mujeres aun con los mismos rangos de peso y edad. La comunidad científica ha asumido durante muchos años que las mujeres adultas poseen menores valores de capacidad de difusión pulmonar, menores volúmenes pulmonares y menores flujos espiratorios

máximos comparados con los de los hombres a igual edad y altura. Las diferencias entre géneros en movilidad torácica y abdominal justificarían parcialmente las diferencias en los valores de función pulmonar. El rango de los movimientos respiratorios normales de hombres y mujeres no son significativamente diferentes, pero la respiración profunda de las mujeres presenta unos movimientos relevantemente menores que los de los hombres, es decir, los patrones respiratorios de hombres y mujeres son bastante similares excepto por el tipo y rango de los movimientos de respiración profunda. A continuación en la tabla 1 se muestra un cuadro comparativo entre hombres y mujeres de los cuales se un examen espirométrico para obtener los valores de funcionalidad pulmonar [14], [15].

Tabla 1. Características antropométricas y espirométricas. [5]

	Hombres	Mujeres
n	448	726
Edad (años)	43,6 ± 16,0	43,4 ± 15,8
Peso (Kg)	72,6 ± 8,9	60,5 ± 7,3
Talla (cm)	168,8 ± 6,9	155,9 ± 6,1
IMC (Kg/m ²)	25,4 ± 2,5	24,8 ± 2,8
VEF ₁ (l)	3,76 ± 0,78	2,76 ± 0,57
CVF (l)	4,73 ± 0,88	3,41 ± 0,61
VEF ₁ /CVF (%)	79,3 ± 7,2	80,7 ± 6,6
FEF ₂₅₋₇₅ (l/s)	3,69 ± 1,32	2,86 ± 1,00

Además, según estudios anteriores, los hombres pueden poseer hasta un 20% más de expansión torácica que las mujeres en cada uno de los 3 planos de movimiento y a estos elementos podemos añadirle que para las mujeres el tiempo de inspiración es ligeramente más corto que el tiempo espiratorio respecto a los hombres y también se puede agregar que la diferencia de la función pulmonar se aborda como un factor diferencial mecánico [14].

- **Talla:** Durante el desarrollo se dan modificaciones en la altura y la talla que se relacionan con cambios en los valores de volúmenes pulmonares. La capacidad vital

pulmonar (CVP) tiene una alta correspondencia con la longitud corporal; sin embargo, tras esta, la edad es el siguiente factor esencial. La altura se convierte en una guía apta para el volumen del tórax y por tanto se mostraría como en directa proporción al tamaño pulmonar, esto se puede observar claramente ya que en los estudios citados anteriormente siempre consideran la estatura en la tabulación de sus datos y resultados; ahora por citar otro estudio realizado en el 2007 por el departamento de enfermedades respiratorias de la facultad de medicina de la universidad católica en Santiago Chile llamado *“Valores de referencia de la capacidad inspiratoria en sujetos sanos no fumadores mayores de 50 años.”* Se estudiaron a 155 personas entre hombres y mujeres para determinar sus parámetros de función pulmonar, en la tabla 2 se muestra en cuadro de resultados obtenidos en dicho estudio [15], [16].

Tabla 2. Características antropométricas en sujetos no fumadores. [7]

	Varones (n = 62)	Mujeres (n = 93)
Edad (años)	64 ± 8	66 ± 9
50-59	22	27
60-69	24	32
70-79	13	24
80-89	3	10
Talla (cm)	172 ± 60	155 ± 50
Peso (kg)	77 ± 9	67 ± 5
IMC (kg/m ²)	26 ± 3	27 ± 5
FVC (l)	4,4 ± 0,9	2,9 ± 0,5
FVC% teórico	114 ± 17	110 ± 16
FEV ₁ (l)	3,4 ± 0,7	2,2 ± 0,4
FEV ₁ % teórico	111 ± 15	104 ± 19
FEV ₁ /FVC%	78 ± 4	78 ± 5

- **Peso:** La variable peso ha sido tratada en la mayoría de los estudios consultados como parte del índice de masa corporal (IMC) o como distribución de la grasa corporal. La reducción de la función pulmonar es directamente proporcional al incremento de la grasa corporal. Por ello sería razonable en el seguimiento individual de los valores de función pulmonar de un paciente tener en cuenta las variaciones de peso.

La acumulación de tejido graso influye negativamente en la función respiratoria de adultos y niños, encontrándose que un aumento del IMC se encuentra normalmente asociado a una reducción de la Capacidad Vital Pulmonar (CVP), la Capacidad

Pulmonar Total (CPT), la Capacidad Residual Funcional(CRF) y el volumen de reserva espiratorio (VRE) [15].

Las restricciones torácicas se encuentran a menudo están asociadas a la obesidad y se atribuyen a los efectos mecánicos de la grasa en el diafragma y la caja torácica. La debilidad de estos músculos en la obesidad se asocia a ineficiencia muscular, reducción de la compliance de la caja torácica en un 25% en obesidades sin complicaciones y un 40% en obesidades con síndromes de hipoventilación, y la resistencia de las vías aéreas se incrementa, estudios en adultos de mediana edad han demostrado que ambos extremos en el peso corporal tanto sobrepeso como extrema delgadez se asocian a valores bajos de la Capacidad Vital Pulmonar (CV) [15].

Tomando en cuenta estos factores antropométricos que influyen en la función pulmonar de los seres humanos los estudios citados anteriormente ha propuesto ecuaciones obtenidas con una regresión lineal a los datos que han obtenido en sus estudios que se detallan a continuación. Las siguientes dos ecuaciones sirven para calcular la Capacidad Vital Pulmonar o (CVP) en litros es decir $CVP = VRI + VRE + VC$ pero tomando en cuenta los parámetros sexo, talla y edad que serían los factores que más influyen en la función de capacidad pulmonar [15], [16].

$$\mathbf{Hombres} \rightarrow CVP = 5,2 \times Talla(m) - 0,022 \times Edad - 3,60 \quad (5)$$

$$\mathbf{Mujeres} \rightarrow CVP = 4,1 \times Talla(m) - 0,018 \times Edad - 2,69 \quad (6)$$

Las ecuaciones que se muestran a continuación sirven para calcular la Capacidad Inspiratoria (CI) es decir la Capacidad Vital Pulmonar (CVP) pero restando el Volumen de Reserva Espiratorio (VRE) es decir $CI = VRI + VC$ y además que estas ecuaciones toman en cuenta el sexo, talla, edad, y también el peso en kilogramos como parámetro extra [15], [16].

$$\mathbf{Hombres} \rightarrow CI = -1,0106 - 0,0284 \times E + 2,2790 \times T(m) + 0,0281P(Kg) \quad (7)$$

Coeficiente de regresión $r^2 = 0,447$ y desviación estándar de residuos $RDE = 0,513$

$$\text{Mujeres} \rightarrow CI = -0,7602 - 0,0241 \times E + 2,7379 \times T(m) + 0,0043P(Kg) \quad (8)$$

Coeficiente de regresión $r^2 = 0,414$ y desviación estándar de residuos $RDE = 0,366$

1.4.4 Aspectos extra que influyen en la función respiratoria

- El tabaquismo:** El hábito del cigarro, es una causa de enfermedad notablemente poderosa por que los componentes tóxicos del humo del tabaco se han vinculado al cáncer, a las enfermedades del corazón y los pulmones y a los efectos adversos en la reproducción. Incluso sufren daños los no fumadores expuestos de manera inadvertida al humo del tabaco. La carga de las enfermedades provocadas por el tabaquismo es inmensa; por ejemplo, a escala mundial en este momento 1 de 10 muertes de adultos tiene que ver con una enfermedad relacionada con el tabaco. Una de las enfermedades que más provoca el hábito de fumar es la enfermedad pulmonar obstructiva crónica o (EPOC) que hace referencia a un grupo de afecciones que obstruyen la circulación del aire y causan problemas relacionados con la respiración. A esto se atribuyen hasta 8 de cada 10 muertes relacionadas con la EPOC. Sin embargo, hasta 1 de cada 4 personas tienen esta afección en los EEUU nunca fumó cigarrillos. Fumar durante la niñez y la adolescencia puede retrasar el crecimiento y desarrollo de los pulmones, lo cual puede aumentar el riesgo de tener EPOC en la edad adulta, en la figura 19 se muestra un cuadro comparativo del riesgo de contraer EPOC entre fumadores y no fumadores [17], [18],[19].

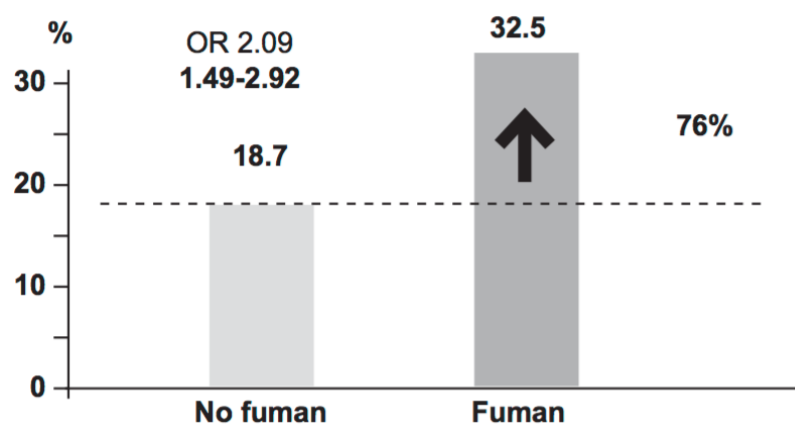


Figura 17. Comparación del riesgo para EPOC entre fumadores y no fumadores [18]

En el estudio citado llamado “*Tabaquismo y disminución de la función pulmonar en hombres y mujeres adultos*” se demuestra efectivamente que existen diferencias en la función pulmonar entre fumadores y no fumadores. Los fumadores presentan reducciones que varían entre 2% y 16% en los diversos indicadores espirométricos, las cuales sugieren un compromiso temprano de la capacidad del pulmón para movilizar el aire por las vías aéreas. Las diferencias en la función pulmonar son sistemáticas en contra de los fumadores; tal hallazgo es coincidente tanto en los hombres como en las mujeres, y se da en forma independiente del estrato socioeconómico, el nivel educativo, el estado nutricional y el tamaño corporal, en la figura 18 se muestra la diferencia entre fumadores y no fumadores y sus valores espirométricos tanto en hombres como en mujeres [19].

Hombres				Mujeres			
Variable	Fuman (media)	No fuman (media)	Diferencia (%)	Variable	Fuman (media)	No fuman (media)	Diferencia (%)
FEM	3.51	3.92	11.68	FE25	1.32	1.51	14.39
FE25	1.67	1.86	11.38	FEM	2.74	3.05	11.31
FEP	7.40	8.16	10.27	FE50	3.37	3.70	9.79
FE75	6.54	7.21	10.24	FE75	4.70	5.00	6.38
FE50	4.34	4.78	10.14	VEF ₁	2.44	2.57	5.33
VEF.5	2.50	2.71	8.40	VEF.5	1.87	1.96	4.81
VEF ₁	3.26	3.50	7.36	FEP	5.17	5.36	3.68
CVF	3.99	4.21	5.51	CVF	2.94	3.04	3.40
VEF ₁ /CVF	81.42	83.41	2.44	VEF ₁ /CVF	82.54	84.84	2.79

Figura 18. Variables espirométricas en mujeres y hombres fumadores y no fumadores. [19]

Los parámetros de la figura 20 se detallan a continuación [CVF: capacidad vital forzada; FEM: flujo espiratorio medio; FE25, FE75, FE50: percentiles del flujo espiratorio; FEP: flujo espiratorio pico; VEF.5: volumen espiratorio forzado en 5 segundos; VEF1: volumen espiratorio forzado en el primer segundo] [19].

Otro estudio que realizó pruebas para medir el ritmo cardiaco y los valores de función pulmonar con un espirómetro experimental, tomaron datos de personas fumadoras y no fumadoras para medir la Capacidad Vital Pulmonar (CVP) tomando

en cuenta aspectos como edad, talla, sexo y peso, a continuación la tabla 3 muestra los resultado que se obtuvieron [20].

Tabla 3. Medición de la capacidad Vital Pulmonar [19].

Sexo	Edad	Altura (cm)	Masa corporal (kg)	Fumador	Ritmo cardiaco (ppm)	Capacidad Pulmonar (l)
V	15	176	73	NO	78	3,8
M	16	170	60	NO	73	3,3
M	16	162	42	NO	71	1,8
V	16	170	66	SI	75	3,2
V	18	188	79	NO	81	4,1
Media:	13-18	173,2	64		75,6	3,24
M	19	164	63	SI	74	2,7
M	20	159	57	NO	71	3
V	21	174	68	SI	84	3,1
M	22	175	62	NO	77	2,9
V	24	183	85	SI	71	3,4
Media:	19-24	171	67		75,4	3,02
V	25	172	73	NO	78	3,4
V	25	167	63	NO	81	3,2
M	28	162	61	NO	68	3,2
V	29	177	72	NO	80	3,5
M	29	171	88	SI	75	2,9
Media:	29-30	169,8	71,4		76,4	3,24
M	31	165	66	NO	75	2,7
M	32	169	67	SI	73	2,5
M	34	161	51	NO	70	2,8
V	35	175	68	NO	81	3,5
V	36	175	69	SI	76	3,3
Media:	31-36	169	64,2		75	2,96
M	37	160	71	NO	69	2,8
V	38	167	72	SI	76	2,9
M	39	162	58	NO	76	3
M	41	157	70	NO	73	2,8
V	42	184	87	SI	78	3,1
Media:	37-42	166	71,6		74,4	2,92
M	44	161	78	NO	75	2,9
M	44	158	52	SI	73	2,7
V	46	177	82	NO	85	3,7
V	47	173	85	NO	82	3,2
M	47	166	64	NO	78	3
Media:	43-48	167	72,2		78,6	3,1
M	50	160	81	NO	71	3,2
V	51	191	97	NO	78	3,5
M	52	164	72	SI	75	2,7
M	54	153	44	NO	75	2
V	54	172	69	SI	80	3,1
Media:	49-54	168	72,6		75,8	2,9
M	55	160	71	NO	73	2,8
V	56	167	75	SI	74	2,6
M	57	159	57	SI	78	2,5
M	58	168	68	NO	76	3,1
V	60	173	78	NO	77	3,8
Media:	55-60	165,4	69,8		75,6	2,96

- **Estado nutricional:** Modificaciones en el estado nutricional, como la malnutrición, tienen efectos adversos sobre el sistema respiratorio: dañando el movimiento ventilatorio, disminuyendo la fuerza muscular de los músculos respiratorios.

Diferentes investigaciones han demostrado que en pacientes desnutridos la presión espiratoria máxima podía verse reducida en el 59%, y la inspiratoria en el 43%. Sin embargo, estas alteraciones no se traducen clínicamente en signos de disfunción respiratoria severa, pero sí determinan una mayor necesidad de soporte con ventilación mecánica. En otros estudios con enfermos malnutridos sin enfermedad respiratoria, se encontró que la fuerza muscular respiratoria valorada por las presiones respiratorias estaba reducida de forma importante, así como la capacidad vital y la ventilación voluntaria máxima en proporción directa al grado de debilidad muscular.

La pérdida de fuerza muscular es directamente proporcional a la pérdida de peso ya que una baja ingesta de calorías y carbohidratos disminuye la presión arterial y mejora la fuerza de la musculatura respiratoria en pacientes con sobrepeso, hipercapnia y limitación crónica del flujo aéreo. Sin embargo, en pacientes con peso normal, la disminución de peso deteriora la función respiratoria [15].

- **Factores musculoesqueléticos:** Los factores musculoesqueléticos como el tamaño y la forma de la caja torácica, la postura y alteraciones del raquis y la fuerza de los músculos respiratorios han sido relacionados por diferentes autores con las variaciones de los valores de función pulmonar. La cavidad torácica define las presiones que permiten la respiración a través de su movimiento y, además, determina el tamaño de los pulmones, ya que dependen del movimiento de la caja torácica.

La postura, debido al efecto gravitatorio de las vísceras abdominales sobre el diafragma, influencia la medida de la capacidad vital. Numerosos estudios sugieren una correlación entre la función pulmonar y alteraciones espinales y torácicas. La magnitud de la curva, el número de vértebras implicadas, la ubicación de la curva y la disminución en una cifosis torácica independiente contribuyen a la restricción pulmonar, pero la fuerza de esas asociaciones es variable determinando así el grado de afectación de la función pulmonar [15].

En el caso de las alteraciones del raquis, sin duda el ámbito más explorado ha sido la relación entre escoliosis y función pulmonar. La función pulmonar estudiada en pacientes con escoliosis se encuentra relacionada con una restricción de los volúmenes pulmonares, una pobre extensibilidad de la caja torácica y un movimiento diafragmático con problemas. En el caso de los volúmenes espiratorios e inspiratorios, el volumen pulmonar del lado de la concavidad de la curva escoliótica se encuentra significativamente reducido durante ambos tiempos respiratorios. En el lado de la convexidad el volumen se encuentra reducido tan solo durante la espiración. Sin embargo, no se encontraron diferencias en el cambio entre los diámetros de la caja torácica [15].

- **Deporte:** Se ha demostrado que la actividad física deportiva reporta beneficios indudables para la salud y esto incluye al sistema respiratorio por lo que tenemos que la función pulmonar cambia principalmente en función de la estatura y la edad más que otros factores, sin embargo los individuos practicantes de deportes acuáticos como natación, waterpolo o nado sincronizado presentan unos datos espirométricos superiores a los demás deportistas y a la población general. Dado que esta población de deportistas presenta, además, unos índices de hiperreactividad bronquial superiores, se consideró la necesidad de hallar la ecuación predictiva para esta población, con el fin de valorar correctamente a estos individuos y no infravalorar unos parámetros que pudieran estar indicándonos un cierto componente de bronco constricción, en un momento dado [21], [22].

Las ecuaciones obtenidas en este estudio sirven para calcular la Capacidad Vital pulmonar (CVP) y son para personas que realizan actividades deportivas como entrenamiento estricto para competencias que por lo general se encuentran en un rango de edad bastante pequeño por lo que la edad no se consideró dentro de las ecuaciones predictivas [21], [22].

$$\textbf{Hombres} \rightarrow CVP = 1,68 \times Talla(m) + 0,06 \times Peso(Kg) - 1,397 \quad (9)$$

$$\textbf{Mujeres} \rightarrow CVP = 2,96 \times Talla(m) + 0,0422 \times Peso(Kg) - 2,992 \quad (10)$$

1.5 Anomalías respiratorias

1.5.1 Características de una respiración normal

Para identificar las anomalías respiratorias primero tenemos que conocer como es una respiración normal y a partir de esto poder detectar todas las posibles anomalías que se puedan presentar, a continuación se detallan algunas características de una respiración normal [23].

- a) **Frecuencia:** es el número de respiraciones por minuto y el valor normal de esta característica varía según la edad del paciente por ejemplo:
- Infantes 25 a 36 Respiraciones por minuto
 - Niños 18 a 25 Respiraciones por minuto
 - Adultos 12 a 20 Respiraciones por minuto
 - Ancianos Menos de 16 respiraciones por minuto
- b) **Profundidad:** La respiración debe ser balanceada ya que no debe ser muy profunda todo el tiempo porque puede provocar hiperventilación ni tampoco muy superficial porque por otro lado se puede producir una hipoventilación.
- c) **Ritmo:** El ritmo respiratorio debe ser constante y sin cambios repentinos, en otras palabras el intervalo entre cada ciclo respiratorio debe ser regular.
- d) **Naturaleza:** No debe existir ninguna dificultad para respirar el proceso de inspiración y espiración tiene que ser lo más natural posible y tampoco debe existir ningún tipo de dolor o molestia.

- e) **Limpia y silenciosa:** La respiración no tiene que tener olores extraños como alcohol o cigarrillo, drogas, etc. Tampoco tiene que existir ruido como ronquidos o estridor (sonido agudo durante la inspiración) etc. [23], [24].

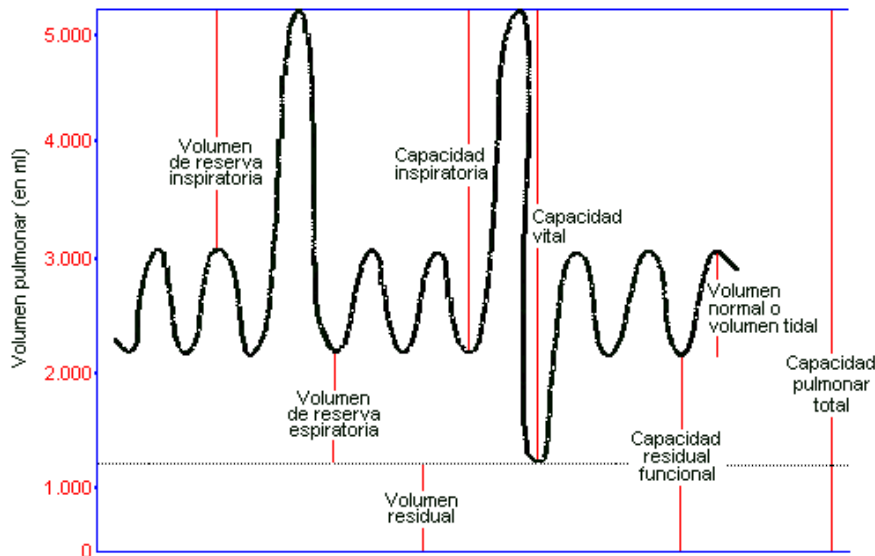


Figura 19. Señal espirométrica de una respiración normal [22]

1.5.2 Alteraciones en la frecuencia respiratoria

- **Taquipnea:** Conocida como respiración rápida y es cuando la frecuencia respiratoria aumenta a causa de emociones, esfuerzo físico, temperatura corporal aumentada, causas de disnea la frecuencia respiratoria es mayor a 30/min, a menudo es una manifestación de insuficiencia respiratoria no infecciosa [24],[25].
- **Bradipnea:** es cuando disminuye la frecuencia respiratoria por debajo de los niveles normales, las causas de esta anomalía son: enfermedades del sistema nervioso central SNC (entre otras aquellas que cursan con aumento de la presión intracraneal), intoxicaciones por opioides y benzodiazepinas [24],[26].

1.5.3 Alteraciones en la profundidad de los movimientos respiratorios

- **Respiración profunda:** Se denomina hiperpnea como su nombre lo dice es una respiración exagerada y profunda que puede ocasionar hiperventilación
- **Respiración superficial:** Conocida como hipopnea, esta puede causar insuficiencia respiratoria, sobre todo cuando se produce agotamiento de los músculos respiratorios que puede preceder a la etapa de respiración agónica, también produce la hipoventilación [27].

1.5.4 Alteraciones en la relación entre inspiración y espiración

El proceso de respiración en condiciones normales muestra que la espiración es un poco más larga que la inspiración; la prolongación significativa de la espiración se produce en las exacerbaciones de enfermedades bronquiales obstructivas como son el asma y la enfermedad pulmonar de obstrucción crónica EPOC [24], [28].

1.5.5 Alteraciones de ritmo respiratorio

Respiración de cheyne–stokes: Caracterizado por un periodo de hiperapnea con crecimiento gradual del volumen corriente, que llegando a un punto máximo, desciende gradualmente, con posterior apnea o hipoapnea, Esta secuencia se repite sucesivamente y tiene duraciones entre 10 y 40 segundos, por lo general esta anomalía está presente en niños y ancianos durante el sueño, en insuficiencia cardíaca y algunas lesiones del sistema nervioso central y en algunos casos en depresión cerebral inducida por fármacos, la espirometría muestra que esta anomalía presenta una señal como la que se muestra en la figura 20 [29].

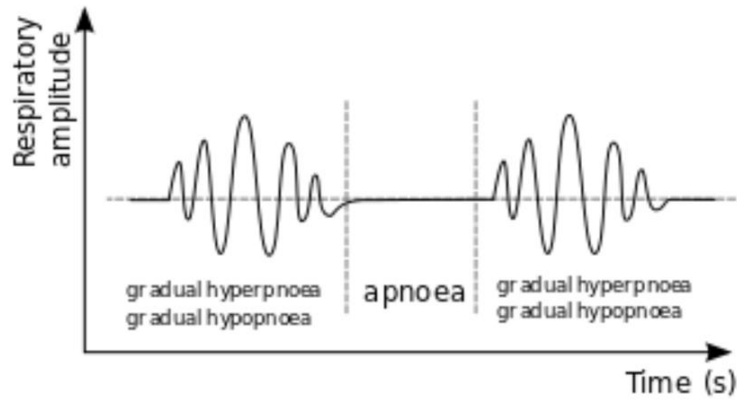


Figura 20. Respiración de Cheyne-Storkes [28]

Respiración de kussmaul: Se caracteriza por ser un inspiración profunda y ruidosa seguida de una pausa y de una espiración rápida separa por un intervalo de la inspiración que le sigue En otras palabras es una forma de hiperventilación acentuada que se da en pacientes con acidosis metabólica como cetoacidosis diabética, insuficiencia renal crónica descompensada [30].

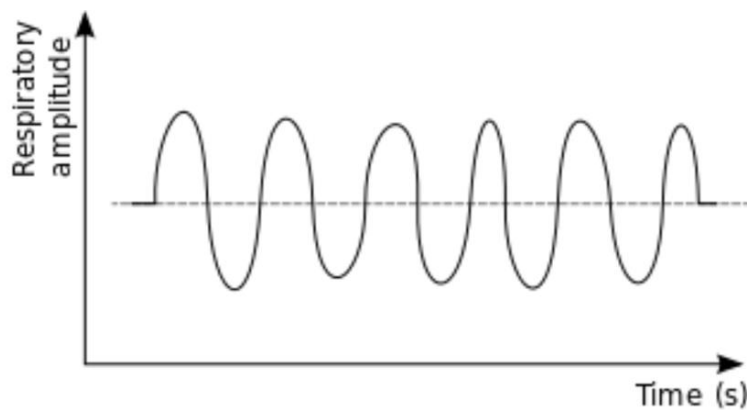


Figura 21. Respiración de kussmaul [29]

Respiración de biot: Esta respiración puede parecer normal en algunos momentos pero posteriormente se interrumpe con momentos de apnea que van de los 10 a los 30 segundos. Cuando la alteración es más extrema, comprometiendo el ritmo y la amplitud, se llama respiración atáxica. Ambas formas se observan en lesiones graves del sistema nervioso central [31].

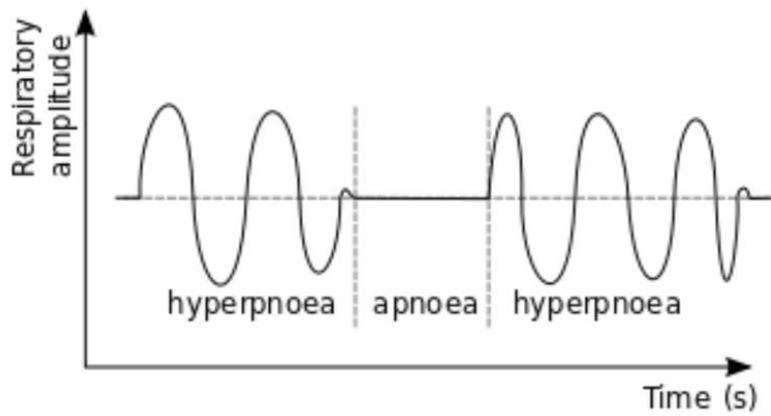


Figura 22. Respiración de Biot [30]

A continuación en la figura 23 se presenta un resumen de todas estas anomalías respiratorias revisadas en la sección 5 de este capítulo.

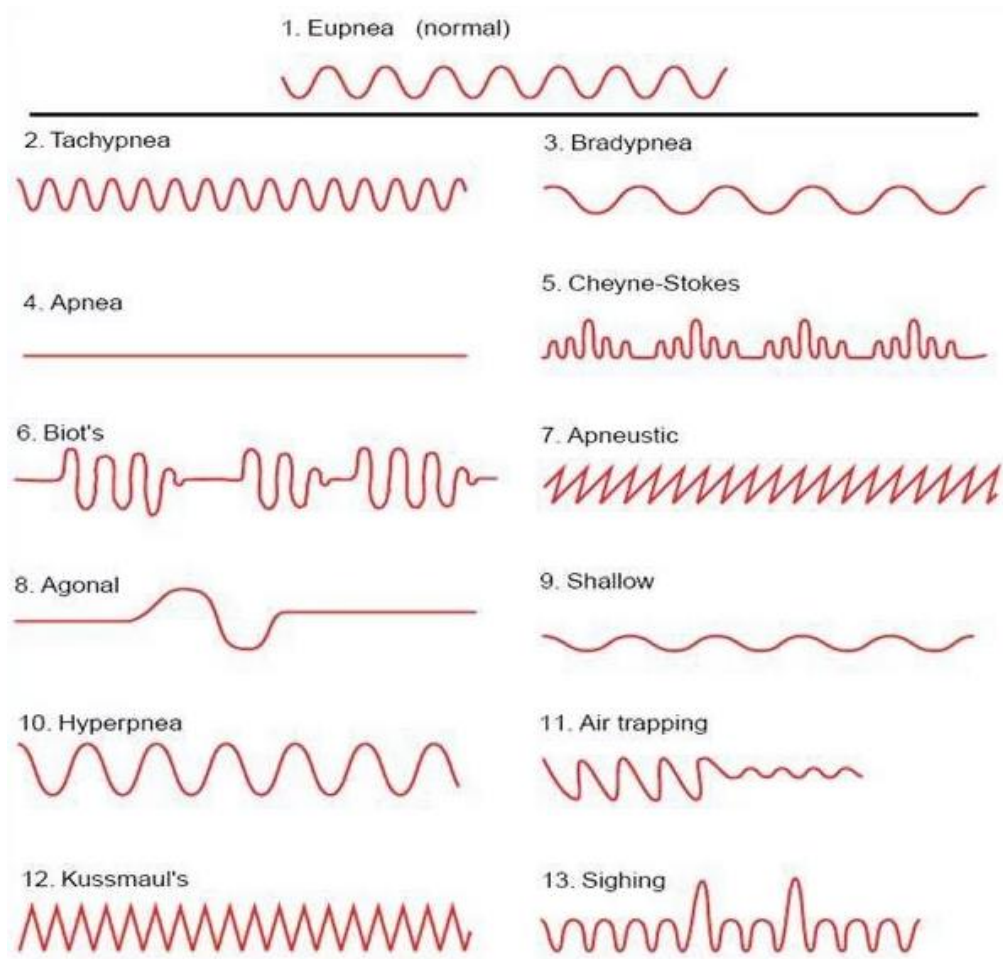


Figura 23. Anomalías respiratorias. [27]

1.6 Procedimientos para diagnóstico de anomalías

1.6.1 Procedimiento de diagnóstico en la espirometría

Para que los datos de la espirometría sean correctos se debe garantizar que el procedimiento de obtención ha seguido unas recomendaciones determinadas y que se han tomado unas precauciones mínimas en su realización [9],[32].

Recomendaciones al paciente previo al examen:

- Las instrucciones deben entregarse por escrito.
- No debe estar en ayunas; si se realiza en la tarde, ingerir almuerzo liviano.
- No haber realizado ejercicio vigoroso al menos 30 minutos antes.
- No fumar al menos en la hora previa.
- Suspender el tratamiento broncodilatador, excepto que se indique lo contrario en la orden, en cuyo caso deberá quedar registrado su uso.
- Tiempo de suspensión del broncodilatador según el medicamento usado: adrenérgicos y anticolinérgicos por vía inhalatoria de acción corta: 8 h, adrenérgicos por vía inhalatoria de acción prolongada: 12 h, Anticolinérgicos de acción larga: 24 h y Teofilinas de acción prolongada: 24 h
- No suspender corticoides [32],[33].

Preparación del paciente

- El paciente debe estar sentado y relajado, al menos unos 5 a 10 minutos antes de la prueba. Durante este período se debe realizar una breve historia clínica, indagar sobre diagnóstico, motivo del estudio, medicación usada, enfermedades infecciosas (TBC, VIH, hepatitis), evaluando la posibilidad de contraindicaciones.

- Se deberá explicar y demostrar al paciente la técnica adecuada del procedimiento que va a realizarse y cómo deberá colaborar.
- Se deberá registrar: 1) Nombre completo. 2) Tipo y dosis de broncodilatadores usados en las últimas 8 horas. 3) Fecha de nacimiento y edad. 4) Sexo. 5) Peso en kg y medido sin zapatos y con ropa ligera. 6) Estatura medida sin zapatos con la espalda erguida [32],[33].

Ejecución del examen: El paciente debe estar bien sentado en una silla cómoda, con brazos, con el respaldo vertical, con la espalda erguida mirando al frente y sin cruzar las piernas.

1. Posición: sentado, erecto, cabeza recta. Boquilla bien sellada y pinzas nasales colocadas (no imprescindibles).
2. Inspiración máxima, rápida y no forzada hasta la posición de la Capacidad Pulmonar Total (CPT).
3. Espiración rápida y continuada hasta alcanzar un flujo cero. En la práctica, se acepta el final de la espiración en los niños escolares cuando el tiempo espiratorio es mayor de 3 segundos. Sin embargo, algunos preescolares consiguen una la espiración forzada correcta en menos de 2 segundos.
4. La calidad del esfuerzo debe reflejarse mediante el análisis del grafico por parte del técnico, que valorará la existencia de artefactos por la tos o cierre de glotis, fugas, inicio retardado, final precoz.
5. Se precisan como mínimo tres maniobras con una variabilidad inferior al 5% para FEV1 y FVC. Recientemente, la ATS y la ERS han aceptado hasta un 10% ó 0,1L, la variabilidad de FEV1 y FVC en preescolares [32], [34].

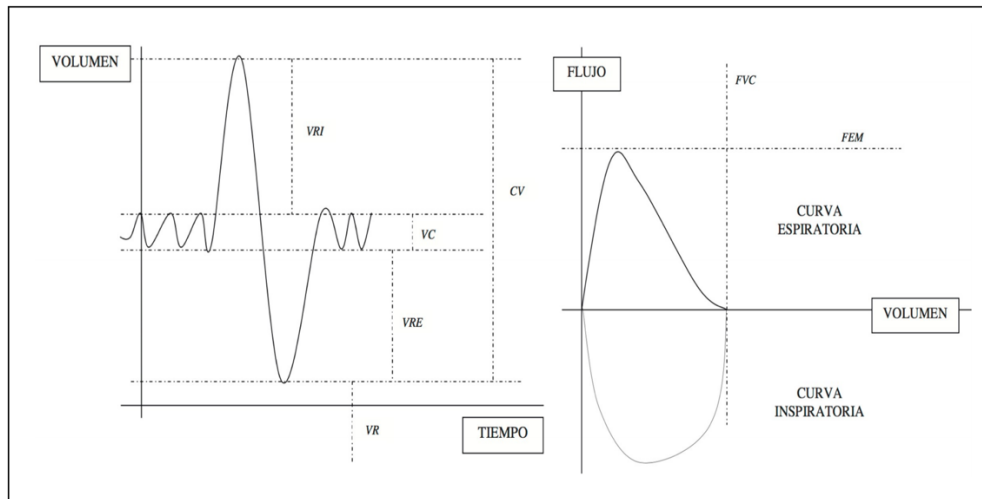


Figura 24. Curvas espirométricas [33]

Errores habituales: Los errores más habituales en la realización de la espirometría son atribuibles al propio paciente ya sea por falta de colaboración voluntaria o involuntaria, poca comprensión de las indicaciones o incumplimiento de las instrucciones y errores atribuibles al técnico que dirige el procedimiento como el no disponer de registro gráfico simultáneo, poca energía en la transmisión de las ordenes o desconocimiento preciso del procedimiento. Otros errores pueden ser producidos por causa del equipo utilizado como puede ser la falta de calibración, defectos de mantenimiento, entrada incorrecta de los datos antropométricos, defectos de limpieza, etc. En algunos casos se producen errores por defectos conjuntos, ya sean por fugas no detectadas, esfuerzo insuficiente, golpes estructurales, obstrucción involuntaria, etc. que modifican el resultado final de la espirometría y que deben siempre tenerse en cuenta para la correcta interpretación de los datos obtenidos al final del examen [9], [32].

1.6.2 Procedimiento de diagnóstico en la pletismografía

Indicaciones para el paciente previo a realizarse el examen

- a) Evitar fumar 2 horas antes.

- b) Evitar el uso de prendas restrictivas de tórax, como chalecos, corsés o ropa muy apretada.
- c) Mantener su medicación de base.
- d) No se requiere de ayuno para la prueba, pero se recomienda alimentación ligera cuatro horas antes.
- e) Se debe evitar ejercicio intenso antes de la prueba.
- f) Es recomendable aplicar un cuestionario breve con antecedente de tabaquismo, exposición a humos o polvos, historia de enfermedades o trauma torácico- pulmonar [5], [35].

Preparación del equipo antes de la prueba

- a) Ensamblar todos los componentes (tubos, sensores, conectores, etc.) siguiendo las instrucciones del fabricante
- b) Limpiar los sensores de flujo de acuerdo con las especificaciones, eliminando partículas potencialmente obstructivas
- c) Encender el equipo antes de tiempo para que se caliente (aproximadamente 30 minutos antes de la prueba)
- d) Verificar que el sistema no tenga fugas ni cierre hermético de la puerta
- e) Verificar que el obturador responda a la activación con una resistencia mínima
- f) Si el pletismógrafo no tiene un termómetro incorporado, mida la temperatura ambiente antes de la calibración y antes de cada prueba.
- g) Configurar para la humedad relativa promedio, la altitud o la presión barométrica, y la temperatura de la ubicación donde se realiza la prueba [36].

Preparación del paciente antes de la prueba

- a) Verificar la solicitud del paciente, con número de registro y fecha del estudio, fecha de nacimiento.

- b) Explicarle paso a paso el procedimiento para la realización del examen y el objetivo del mismo.
- c) Registrar el consumo de tabaco, el ejercicio físico intenso antes de la prueba y el uso de broncodilatadores etc.
- d) Registrar la estatura se mide en centímetros del individuo sin zapatos, en posición completamente erguida. Es importante registrar la edad en años y el peso en kg,
- e) Ajustar la silla que se encuentra dentro de la cabina, permitiendo que el paciente permanezca sentado con el tórax y cuello en posición recta y con ambos pies apoyados sobre el piso. Adecuar la altura del sensor de flujo para que el paciente alcance la boquilla sin extender o flexionar el cuello [36].

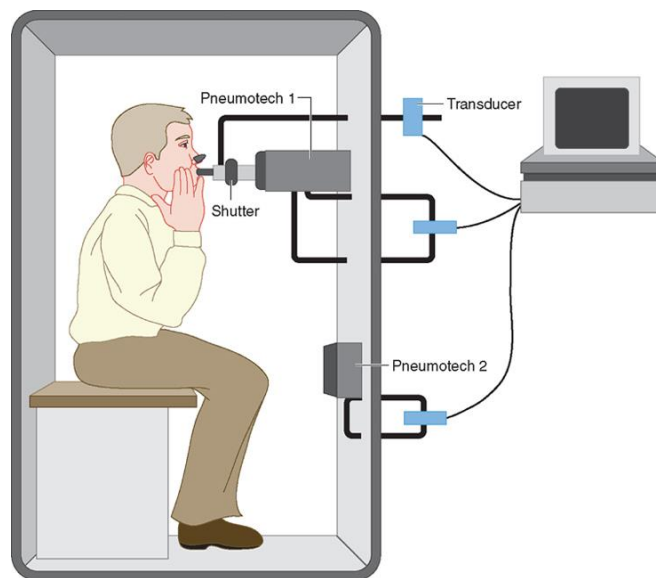


Figura 25. Posición del paciente para la plestismografía [36]

- f) Explicar y demostrar la maniobra de plestismografía. El técnico demuestra como colocar la boquilla; sujetar con los dientes (sin morder), sellar con los labios, sostener las mejillas con ambas manos y colocación de la pinza nasal. Verificar que la expansión del tórax no se vea limitada por el uso de fajas, corsé, etc. y explicar que la puerta se mantendrá cerrada en todo momento durante la medición. Antes de iniciar una prueba, asegurar que el paciente se encuentra cómodo y entiende completamente las indicaciones para realizar la prueba [5], [35].

Maniobra de la plestismografía

- a) Una vez explicado el procedimiento, cierre la puerta de la cabina y espere un minuto a que se establezca la presión y la temperatura dentro de la cabina.
- b) Supervisar la adecuada colocación de la boquilla y pinza nasal, así como el adecuado soporte de mejillas con las manos.
- c) Solicitar que respire tranquilo, obteniendo de 3 a 10 respiraciones en volumen corriente, esperando se establezca el nivel del volumen al final de cada espiración.
- d) Ocluir la válvula al final de una espiración cuando el paciente se encuentre en el nivel de FRC, indique al paciente respirar con frecuencia de 30 a 90 respiraciones por minuto en forma suave.
- e) Al abrirse la válvula de obturación solicitar al paciente una inspiración máxima y posteriormente espiración relajada hasta lograr una meseta por lo menos de un segundo con cambio de volumen < 25 ml.
- f) Verifique que la medición de FRC (ITGV) genere curvas de ITGV casi rectas y superpuestas entre ellas, estando dentro de los rangos de calibración de presión de los transductores (± 10 cmH₂O o 1.3 kPa) y corregir en caso necesario.
- g) Obtener una serie de 3 a 5 maniobras de ITGV-VC que deben cumplir los siguientes criterios de aceptabilidad:
 1. El nivel de FRC se mantiene estable durante las respiraciones a volumen corriente.
 2. La diferencia de volumen entre el nivel de FRC y el nivel de oclusión es menor de 200 ml.
 3. La frecuencia respiratoria durante la obturación de la válvula entre 30 y 90 respiraciones por minuto.
 4. En la gráfica de ITGV (presión-volumen) se observan 3 a 5 respiraciones en cada maniobra. Las curvas de ITGV son regulares y sin artefactos, con histéresis mínima entre la inspiración y la espiración.
 5. Se deben observar los dos extremos de la curva y con esfuerzos menores a 10 cmH₂O o 1.3 kPa.
 6. La pendiente de las curvas registradas es paralela a la línea de medición.
 7. La medición de VC es aceptable en espiración que alcance meseta de al menos un segundo con un cambio de volumen < 25 ml.

h) Las mediciones deben contar con los siguientes criterios de repetibilidad:

1. Varianza menor al 5% en las maniobras de ITGV aceptables. El cálculo de la varianza se obtiene con la siguiente ecuación

$$\frac{FRC\ mayor - FRC\ menor}{FRC\ promedio} * 100 \quad (11)$$

2. Menos de 150 ml de diferencia entre los dos mayores valores de VC.

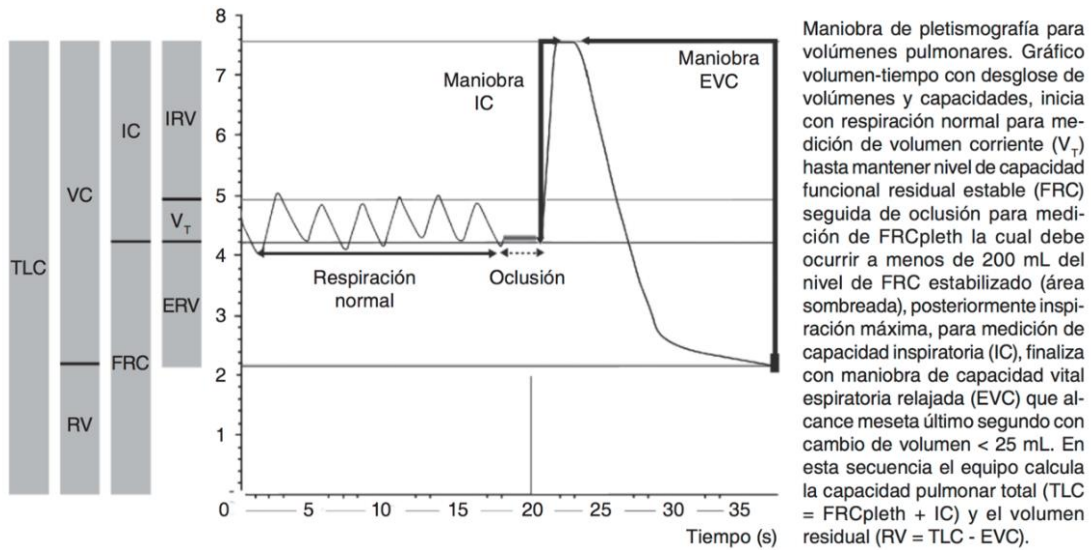


Figura 26. Registro de la maniobra de la pletismografía [5]

- i) El registro de sRaw puede realizarse antes de la medición de FRC en las respiraciones a V_T donde se estabilizó el nivel de FRC; o bien, posterior a las mediciones solicitando respiración relajada a V_T hasta obtener 5 curvas sRaw que sean regulares y reproducibles en análisis visual.
- j) Finalizar la prueba y solicitar al paciente que abandone la cabina [5], [35].

1.7 Sensor virtual con (RNA)

Un sensor virtual es un mecanismo que basa su funcionamiento en emplear información disponible de un proceso o sistema para calcular o estimar variables con la finalidad de reducir el número de sensores físicos en un proceso determinado. Las variables son

estimadas porque presentan dificultades técnicas para ser medidas o porque pueden ser deducidas a partir de mediciones disponibles, un procesamiento adecuado de las señales medidas y un método de estimación [37].

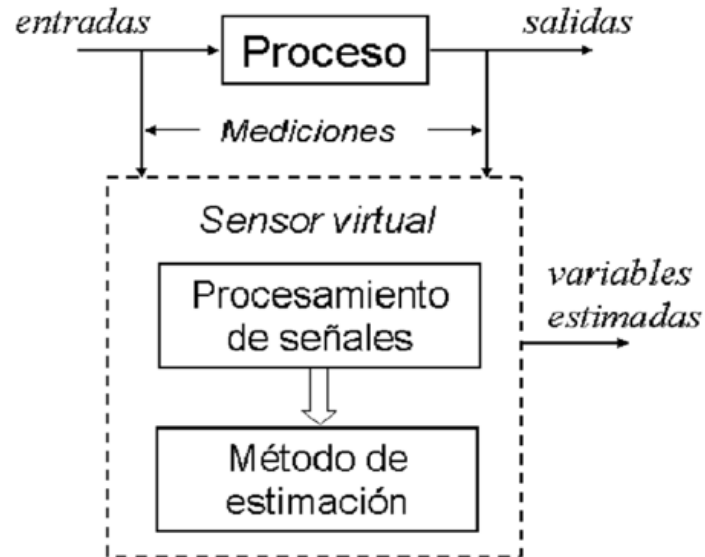


Figura 27. Esquema general de un sensor virtual [35]

El sensor virtual se programa en un dispositivo digital por lo que las señales medidas pasan por una etapa de procesamiento y normalización. A partir de esto se obtiene una representación del proceso en general o en particular de las variables medidas. Estas representaciones son modelos dinámicos lineales, o no lineales, estadísticos o basados en conceptos de inteligencia artificial difusos, redes neuronales y hasta híbridos [37].

1.7.1 ¿Que son las Redes Neuronales Artificiales (RNA)?

Una Red Neuronal Artificial es un modelo matemático inspirado en el comportamiento de una neurona biológica real y en la estructura del cerebro, y que es utilizada en un gran número de aplicaciones para resolver un amplio rango de problemas. Cuando se analiza el modelo biológico, las neuronas y las conexiones entre ellas (sinapsis) constituyen la clave para el procesamiento de la información. De alguna manera la neurona elabora una señal de salida a partir de las dendritas, que son la vía de entrada de

las señales que se combinan en el cuerpo de la neurona, las envía al axón, que es el camino de salida de la señal generada por la neurona [38].

Neurona biológica. Una neurona biológica consta de un cuerpo celular más o menos esférico del que sale una rama principal conocida como el axón, y varias ramas más cortas llamadas dendritas. Las neuronas se diferencian de las demás células vivas por su capacidad de comunicarse, reciben señales de entrada que son combinadas, analizadas e integradas por el cuerpo celular, desde donde se emiten señales de salida que son llevadas a otras neuronas a manera de información, este proceso se conoce como sinapsis. [38], [39].

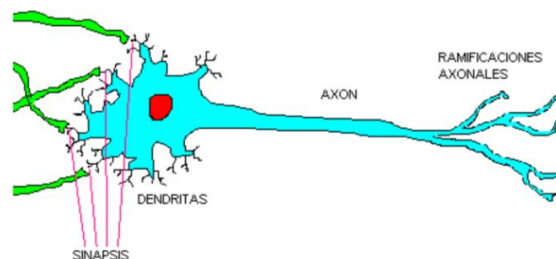


Figura 28. Neurona Biológica [36]

Neuronal artificial: Las redes neuronales son modelos que intentan reproducir el comportamiento del cerebro. Los mismos constan de dispositivos elementales de proceso que son las neuronas y a partir de ellas se pueden generar representaciones específicas. La neurona artificial pretende imitar las características más importantes de las neuronas biológicas. Cada neurona i -ésima está caracterizada en cualquier instante por un valor numérico denominado valor o estado de activación, existe una función de salida, $f(x)$, que transforma el estado actual de activación en una señal de salida. Dicha señal es enviada a través de los canales de comunicación unidireccionales a otras neuronas de la red; aquí la señal se modifica de acuerdo con la sinapsis (peso, $w_{j,i}$) asociada a cada uno de ellos según determinada regla. Las señales moduladas que han llegado a la unidad j -ésima se combinan entre ellas, generando así valor total que entrega la red [38], [39].

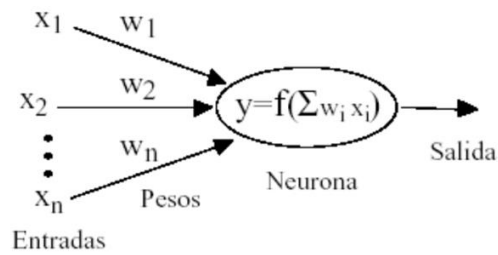


Figura 29. Modelo de una neurona artificial [37]

1.7.2 Tipos de redes neuronales

- **EL perceptrón:** Es el modelo matemático más simple de una neurona biológica, es un tipo de red neuronal artificial desarrollada por Frank Rosenblatt y Funciona como clasificador o discriminador lineal, la función de activación que utiliza el perceptrón es binaria también conocida como hardlim que entrega como resultado un 1 o 0 [40].

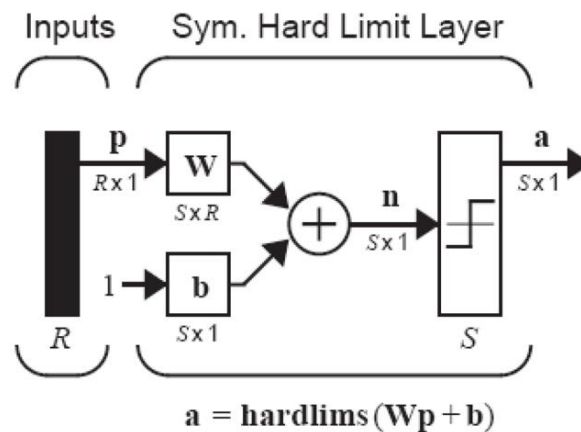


Figura 30. Estructura del perceptrón clásico [40]

A partir de la funcionalidad del tipo de red y su función de activación se ha desarrollado un algoritmo de aprendizaje supervisado para seleccionar un subgrupo de elementos a partir de un grupo más grande. La limitación de este algoritmo es que si dibujamos en un plot estos elementos, se deben poder separar con un hiperplano únicamente los elementos deseados de los no deseados [40].

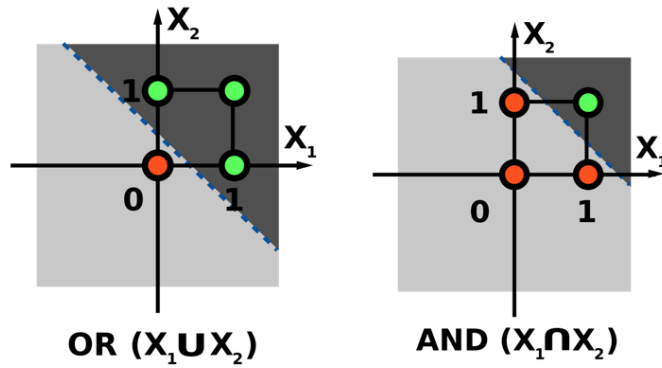


Figura 31. El perceptrón como clasificador [40]

- El adaline:** Estas redes son redes muy similares al perceptrón con la diferencia de que su función de activación es lineal en lugar de ser un limitador fuerte como es el Perceptrón, estas presentan la misma limitación del perceptrón respecto al tipo de problemas que pueden resolver, ya que ambas redes solo pueden resolver problemas linealmente separables. El adaline utiliza un algoritmo de aprendizaje supervisado que usan la regla de Widrow–Hoff o también denominada regla Delta. El algoritmo que estas usan es el Least Mean Square (LMS) siendo este más eficiente que la regla de aprendizaje del Perceptrón puesto que minimiza el error medio cuadrático [41].

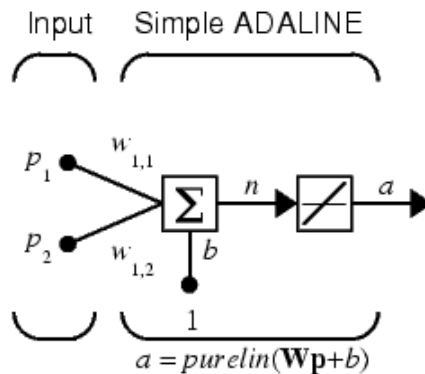


Figura 32. Estructura de un red adaline [41]

Una de las principales ventajas que presenta la Red Adaline frente al perceptrón es que esta su gráfica de error es un hiperparaboloide la cual contiene un mínimo global o también puede tener una recta de infinitos valores. De esta manera se evita los problemas que proporciona el perceptrón al momento del entrenamiento ya que su función de error tiene cuantiosos mínimos específicos. Será imposible conseguir

una salida exacta porque la salida de un adaline es una función lineal, pero se minimizará el error cometido para todos los patrones de entrenamiento [41].

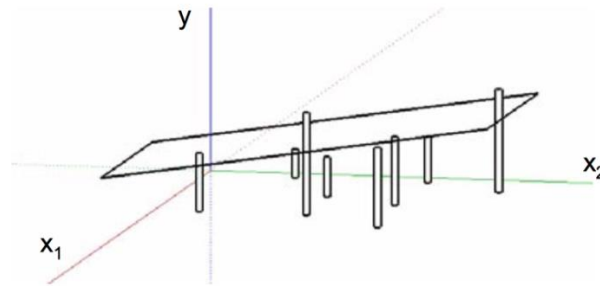


Figura 33. Plano generado por una red adaline [41]

- Perceptron multicapa y algoritmo BackPropagation:** El perceptrón multicapa es una red neuronal artificial (RNA) formada por múltiples capas, esto le permite resolver problemas que no son linealmente separables, lo cual es la principal limitación del perceptrón. Al hablar de redes de retropropagación o redes de propagación hacia atrás hacemos referencia a un algoritmo de aprendizaje más que a una arquitectura determinada [42].

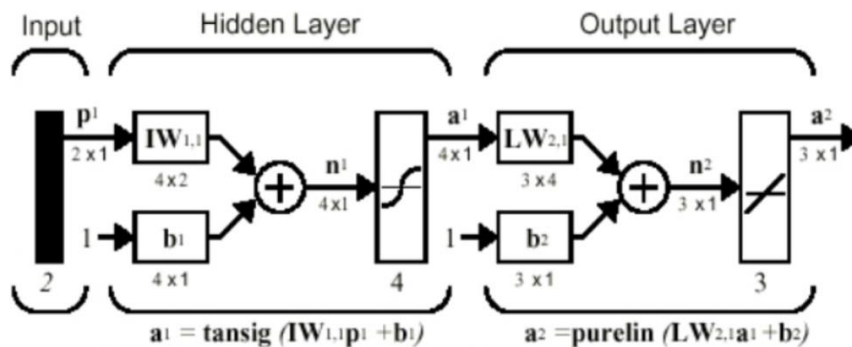


Figura 34. Arquitectura de una red multicapa. [42]

La retropropagación consiste en propagar el error hacia atrás, es decir, de la capa de salida hacia la capa de entrada, pasando por las capas ocultas intermedias y ajustando los pesos de las conexiones con el fin de reducir dicho error. Podemos considerar el error como una superficie llena de desniveles, si soltamos una pelota caerá en algún valle, pero no necesariamente en el más hondo, sino en el más cercano que es un mínimo local [43].

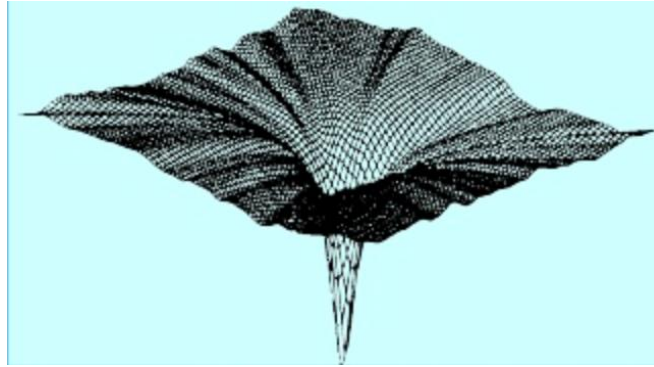


Figura 35. Superficie de error [43]

CAPÍTULO 2

2. ANÁLISIS Y DISEÑO DEL SISTEMA

En este capítulo se expone todas las etapas con las que cuenta el sistema, así como también se explica la estructura de la programación y el proceso de diseño para posteriormente construir el dispositivo.

2.1 Topología del sistema

El diseño del sistema propuesto se basa en el diagrama de procesos que se muestra en la Figura 36. Allí se puede observar las diferentes fases del sistema como los componentes de cada una de ellas.

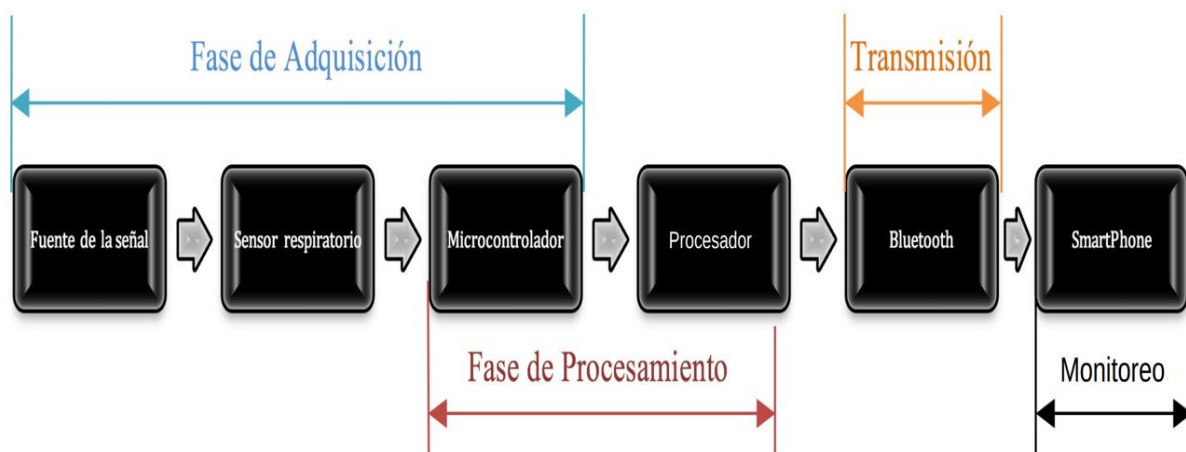


Figura 36. Topología y Fases del sistema. Fuente [Autor]

2.2 Fase de adquisición

Para la fase de adquisición se cuenta con dos sensores, uno capacitivo y otro resistivo. Se utilizó el sensor de flexión resistivo de 10cm de longitud por que facilita la lectura de la variable de expansión torácica en función de la respiración y junto con el mecanismo de adquisición facilita la colocación en el pecho del paciente por otro lado el sensor capacitivo genera incomodidad al colocar por el tamaño de las placas en el pecho que es la fuente de señal espirométrica, esta señal pasa por un circuito analógico de adquisición y finalmente esta fase culmina con la recepción de la señal pulmonar en el microcontrolador 18F2550 a través del canal analógico del puerto A para posteriormente ser procesada. En la figura 37 se muestra el diagrama de componentes que tiene la etapa de adquisición.

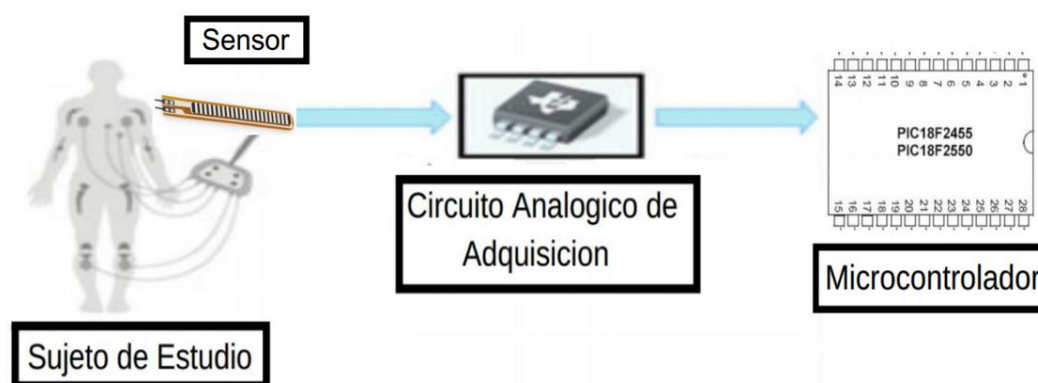


Figura 37. Fase de adquisición. Fuente [Autor]

2.3 Fase de procesamiento

Una vez que la señal es adquirida dentro del microcontrolador se normaliza el valor de la señal con ayuda de los voltajes de referencia externos que utiliza el conversor analógico digital en los canales AN2(ref-) y AN3(ref+) y también con un algoritmo de calibración del pletismógrafo digital que sirve para obtener la resolución máxima de la señal ya que el sensor no siempre varía de 0V a 5V sino más bien esto depende de la capacidad respiratoria de cada paciente y otros factores que se analizaron en el capítulo anterior. Después de normalizar la señal y obtenerla con una buena resolución se

procede al calcular los tres parámetros respiratorios más importantes de los cuales se derivan todos los volúmenes y capacidades pulmonares que son la Capacidad Vital (CV), la Capacidad Pulmonar Total (CPT) y la frecuencia respiratoria.

La capacidad vital se calcula mediante un conjunto de condiciones y ecuaciones de predicción tal como lo hace un sensor virtual hecho con redes neuronales artificiales en la que las entradas de la red serían los datos de la edad, peso, talla, sexo, si es fumador o no y si realiza actividad deportiva.

Las ecuaciones y condiciones se detallan en la sección 1.4.3 y se implementan dentro del microcontrolador así como los datos necesarios para el correcto procesamiento y cálculo de los valores de función pulmonar. A continuación en la figura 38 se muestra los esquemas generales de la red neuronal para estimar el volumen pulmonar a través de una neurona artificial funcionando como un regresor lineal.

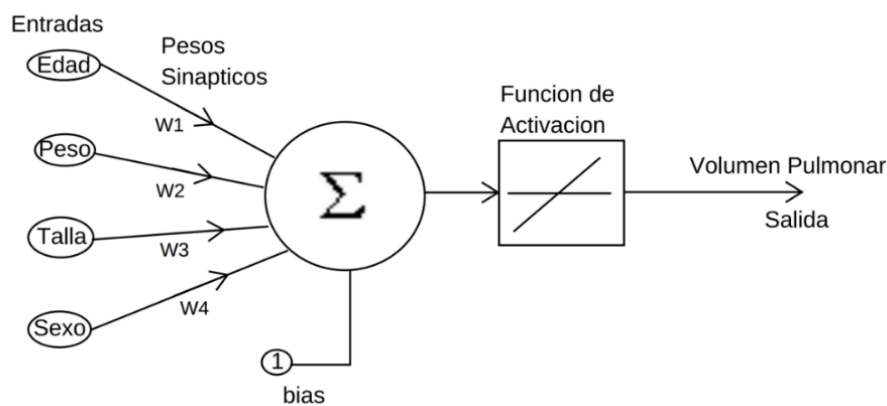


Figura 38. Red neuronal del sensor virtual. Fuente [Autor]

2.3.1 Frecuencia pulmonar: Para calcular la frecuencia se utiliza un contador cada 100 ms que aumenta durante el periodo que dura un ciclo respiratorio, es decir una exhalación y una inspiración completa. Para detectar el periodo completo se realiza una derivada discreta dentro de microcontrolador para detectar los máximos y mínimos y una segunda derivada para detectar si es un máximo o un mínimo para saber dónde y cuándo inicia un nuevo ciclo respiratorio.

2.4 Fase de transmisión

Para la fase transmisión se utiliza el puerto serial del microcontrolador que tiene implementado en el puerto C. La configuración de transmisión es bidireccional y mediante el modulo bluetooth HC06 que también tiene comunicación serial tanto para recibir y enviar datos y de la misma manera enviar o recibir vía Bluetooth. Además el pin de trasmisión del microcontrolador puede ser conectado a más dispositivos si se desea visualizar los datos en otros equipos como una computadora y el de recepción no hace falta conectarlo más que al módulo bluetooth ya que la configuración y calibración del dispositivo se lo realizara únicamente desde el teléfono inteligente (smart phone).

2.5 Fase de monitoreo

La fase de monitorio se realiza mediante una interfaz gráfica en un teléfono inteligente, en este caso será mediante el sistema operativo Android con ayuda de la aplicación bluetooth electronics que se consigue de manera gratuita en la tienda de aplicaciones PlayStore.

En esta aplicación se pueden desarrollar interfaces gráficas para control y monitorización de un gran números de sistemas mediante recepción y transmisión de datos a través del bluetooth del propio teléfono. En la figura 39 se muestra un diagrama en el que se observa las partes que componen la fase de transmisión y monitorización.

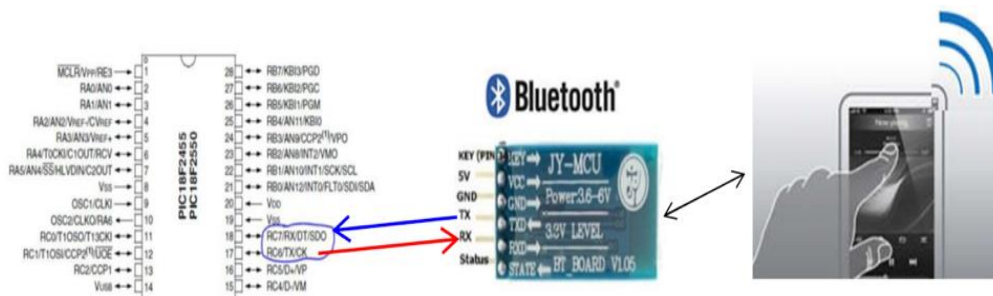


Figura 39. Componentes de la etapa de transmisión y monitoreo. Fuente [Autor]

2.6 Diseño del PCB

El diseño para el circuito impreso se utilizó el software Eagle 8.4.1 que es una herramienta de diseño muy potente parecida a Altium Designer pero este es totalmente gratuito en sus versiones anteriores a 8.0 ya que a partir de esta versión fue comprada

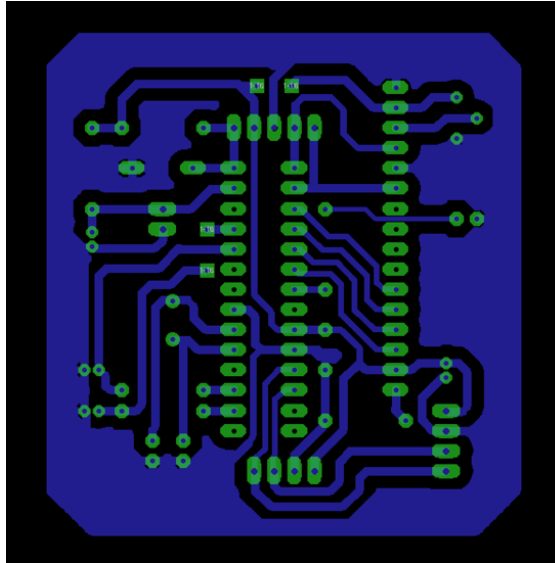


Figura 41. Ruteado del PCB. Fuente [Autor]

2.7 Diseño de la estructura

La estructura fue diseñada en AutoCad que es un software en la realización de planos y estructuras en tres dimensiones por su fácil accesibilidad y uso. En figura 42 se muestra el diseño de la estructura del dispositivo previo a su implementación y construcción.

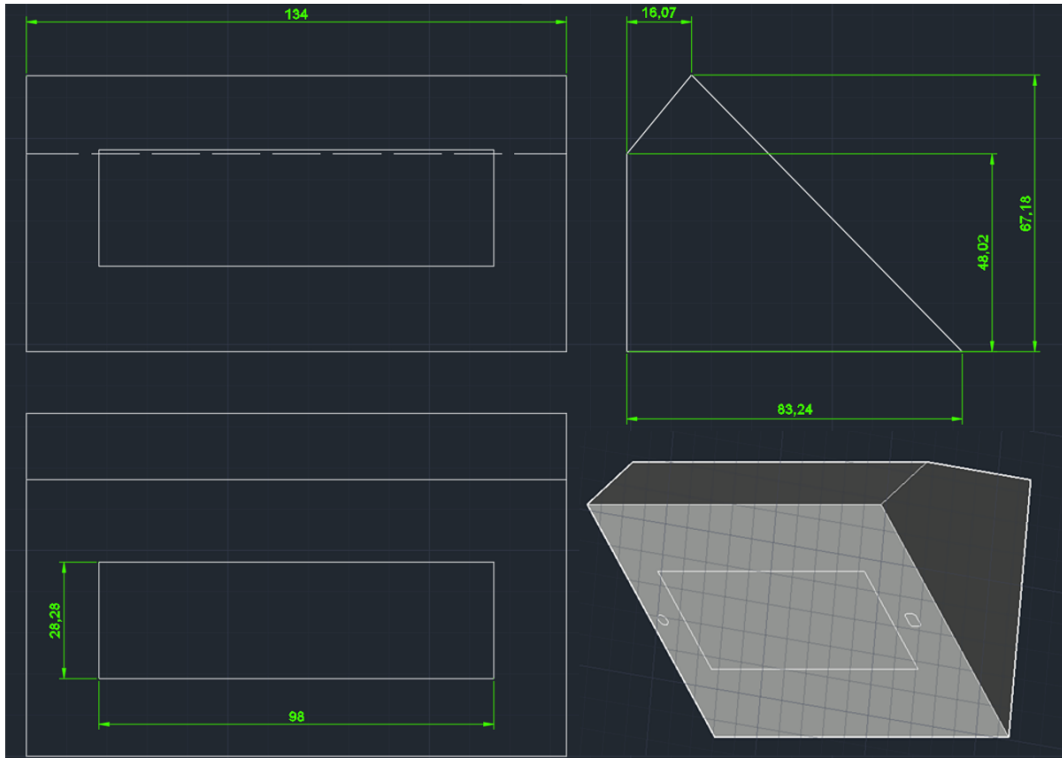


Figura 42. Diseño de la carcasa del dispositivo. Fuente [Autor]

CAPÍTULO 3

3. IMPLEMENTACIÓN DEL DISPOSITIVO

3.1 Construcción del transductor

Para obtener la señal de la respiración se construyó un transductor que mida la señal pletismográfica de los pulmones. Para esta acción no existe en el mercado algo similar a un sensor respiratorio por lo que se comenzó a experimentar varios métodos para adquirir esta magnitud física. Como resultado de esta investigación se construyeron dos tipos de transductores, uno capacitivo y otro resistivo, los cuales se detallan a continuación.

3.1.1 Transductor capacitivo

Este transductor consta de dos placas de cobre ubicadas una frente a la otra con el material conductor en la parte interna de las dos placas. De esta manera se forma una especie de condensador que varía su capacitancia en función de la distancia que separan las placas. En la figura 43 se muestra el transductor capacitivo

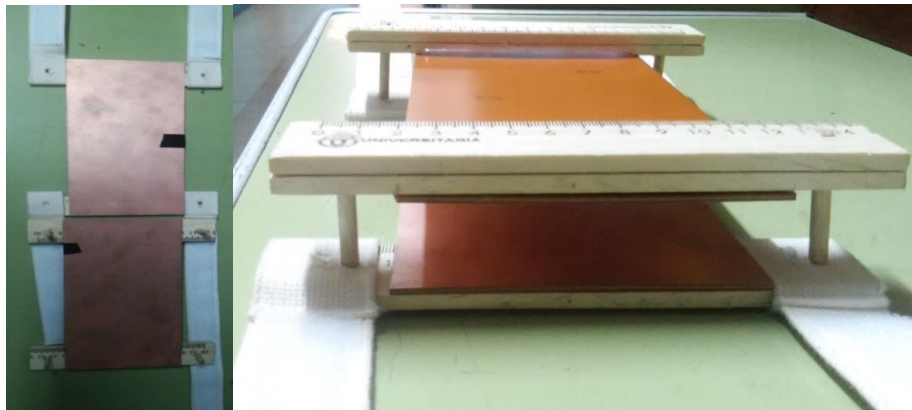


Figura 43. Sensor capacitivo. Fuente [Autor]

Existen dos formas de utilizar o colocar este sensor. La primera forma es en la que se coloca las placas separadas por el tórax humano y cuando el paciente realice la respiración, el tórax se expandirá y contraerá provocando así el acercamiento y alejamiento de las placas de cobre y en consecuencia variando la capacitancia del sensor. En la figura 44 se puede observar el circuito de adquisición y la primera forma de colocación de las placas capacitivas junto con el puente de Wheatstone construido para realizar las primeras pruebas del dispositivo.

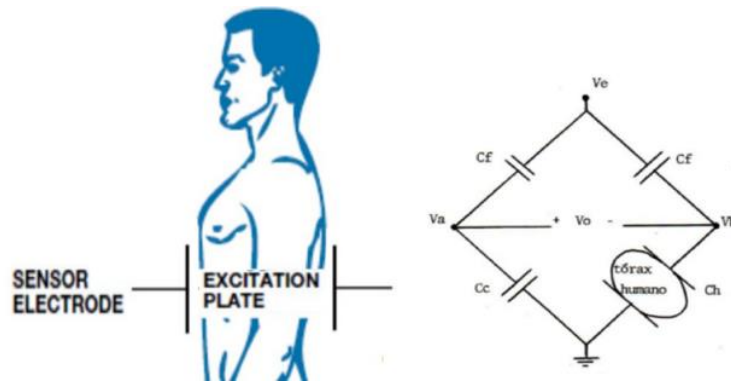


Figura 44. Primera forma de colocación del sensor. Fuente [Autor]

El circuito utilizado para la adquisición de la señal es alimentado con voltaje pulsante o también conocido como señal de onda cuadrada. En el puente de Wheatstone se obtiene un señal en forma de diente de sierra que posteriormente es amplificada con un amplificador operacional lm 741. El circuito y la forma de onda obtenida se muestra en la figura 45.

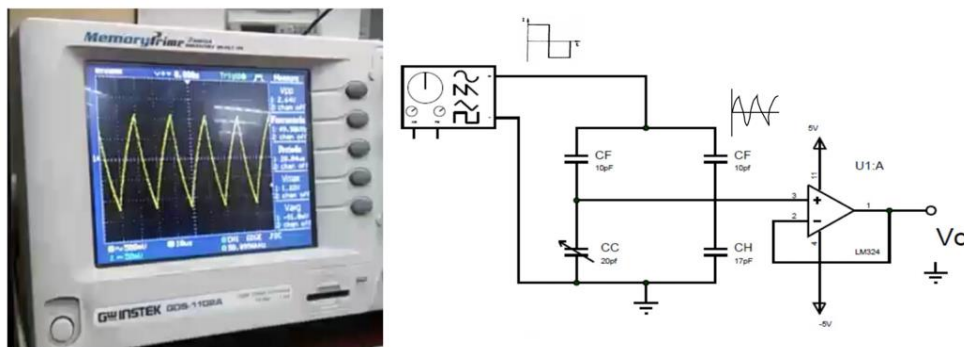


Figura 45. Circuito de adquisición y señal del sensor capacitivo. Fuente [Autor]

La desventaja de colocar las placa muy separas es que la variación era demasiado pequeña y esto debe a que la distancia que varía durante la respiración es demasiado corta con respecto a la distancia total de separación de las placas, por lo tanto se colocaron las dos placas en frente del pecho, de manera que al respirar la placa que está en contacto con el pecho se flexione para que se acerque a la otra placa. En la figura 46 se muestra la segunda forma de colocar el sensor capacitivo.

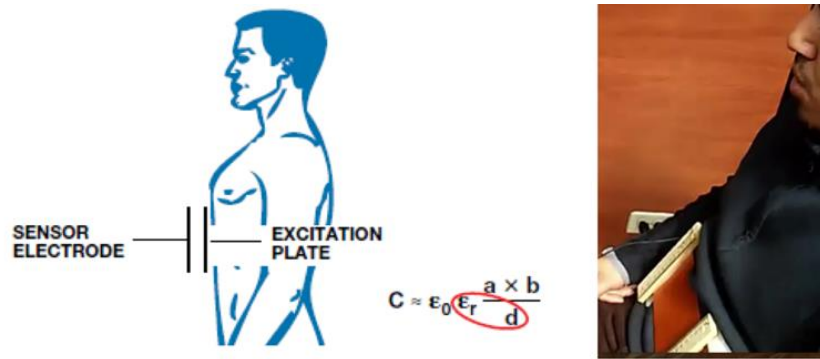


Figura 46. Segunda forma de colocación del sensor. Fuente [Autor]

También se cambió el circuito de adquisición para obtener la señal espirométrica y ya no una señal en forma de diente de sierra. En la figura 47 se muestra el circuito modificado y la señal obtenida por el mismo. Un partidor de tensión capacitivo ayuda a obtener variación de la amplitud y después mediante un rectificador de onda completa y un filtro se obtiene una señal continua positiva en el condensador C3.

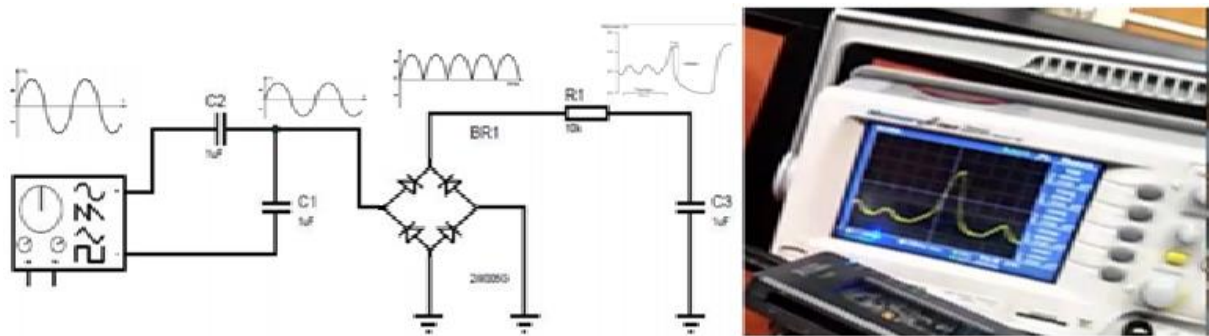


Figura 47. Circuito modificado y señal adquirida. Fuente [Autor]

3.1.2 Transductor resistivo

Este sensor fue el que se utilizó para el dispositivo porque entrega mejores valores en la señal y es mucho más cómodo tanto para el médico y para el paciente utilizarlo. Este sensor está adaptado mediante el mecanismo de un cinturón junto con el sensor flexible.



Figura 48. Sensor resistivo. Fuente [Autor]

El sensor está conectado en serie con una resistencia fija para obtener un divisor de tensión para conseguir medir una señal variable en función de la expansión del pecho del paciente durante la respiración. En la figura 49 se muestra el esquema del circuito analógico junto con el sensor implementado

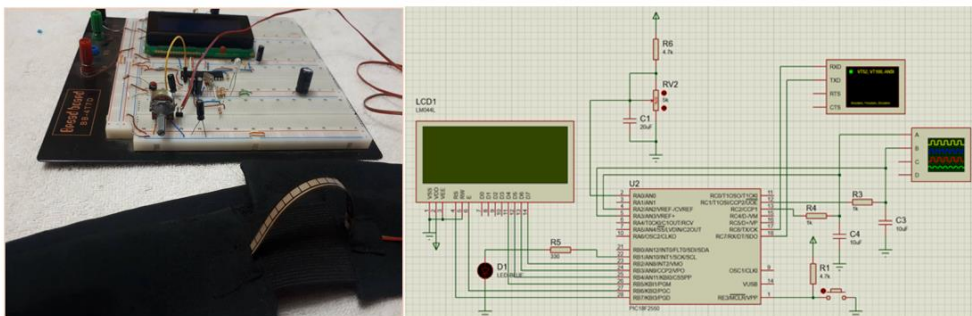


Figura 49. Esquema e implementación del sensor resistivo. Fuente [Autor]

3.2 Programación del micro controlador

El microcontrolador que se utilizó es el 18F2550 porque es un PIC con todo el hardware necesario implementado para este proyecto, posee 8 canales en el convertor analógico digital incluyendo 2 canales utilizados como referencias de voltaje, además posee 2 módulos de PWM que son de gran importancia para la calibración del dispositivo y finalmente tiene implementado en el puerto C 2 pines para transmisión serial. La programación se realizó en el compilador MikroC versión 7.1 que salió en el año 2017 y se utilizó el grabador PICKIT 2 para pasar el software al integrado físico. A continuación se detallan las partes más importantes del código implementado en el microcontrolador.

3.2.1 Adquisición y normalización de la señal

La adquisición de la señal se realizó por el canal analógico AN0 que está en el pin número 2 del microcontrolador, para la programación se utilizó la librería que posee MikroC llamada ADC. La normalización de la señal se realiza con ayuda de un algoritmo de calibración el cual utiliza los voltajes de referencia menos y referencia más que son los canales AN2 y AN3 respectivamente para ello se utiliza la siguiente ecuación.

$$\text{Señal Normalizada} = (AN0 - V_{\text{menos}}) \times \frac{1023}{(V_{\text{mas}} - V_{\text{menos}})} \quad (12)$$

En la figura 50 se muestra la subrutina llamada NormalizarRespiracion() en forma de diagrama de flujo con la implementación de la ecuación (1).

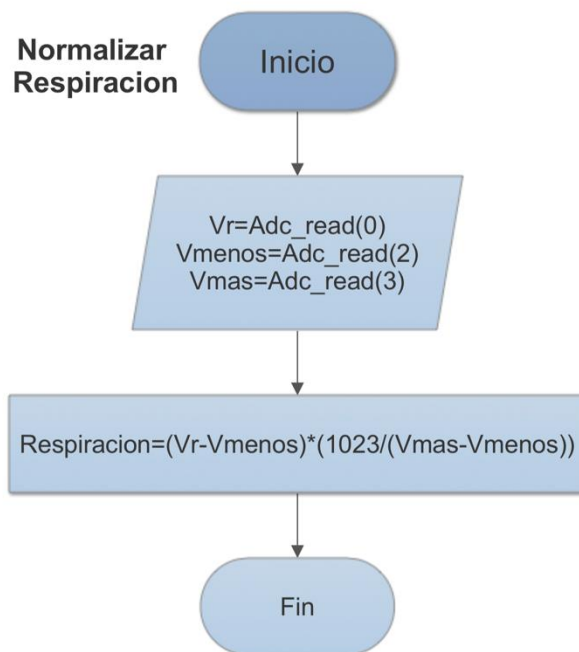


Figura 50. Subrutina Normalizar Respiración. Fuente [Autor]

3.2.2 Implementación del sensor virtual

Un sensor virtual realiza la función de medir una variable aun cuando no exista un sensor físico que mida específicamente una variable deseada y su implementación se

realiza de manera similar a la de una red neuronal artificial de tipo adaline con función de activación purelin en configuración de regresor lineal. Para este sensor virtual las respectivas entradas a la red que son el peso, talla, edad, sexo, y para los pesos sinápticos se utilizó las ecuaciones de predicción analizadas en el capítulo 1. A continuación en la figura 51 se muestra el diagrama de flujo que sigue el sensor virtual implementado en el micro controlador.

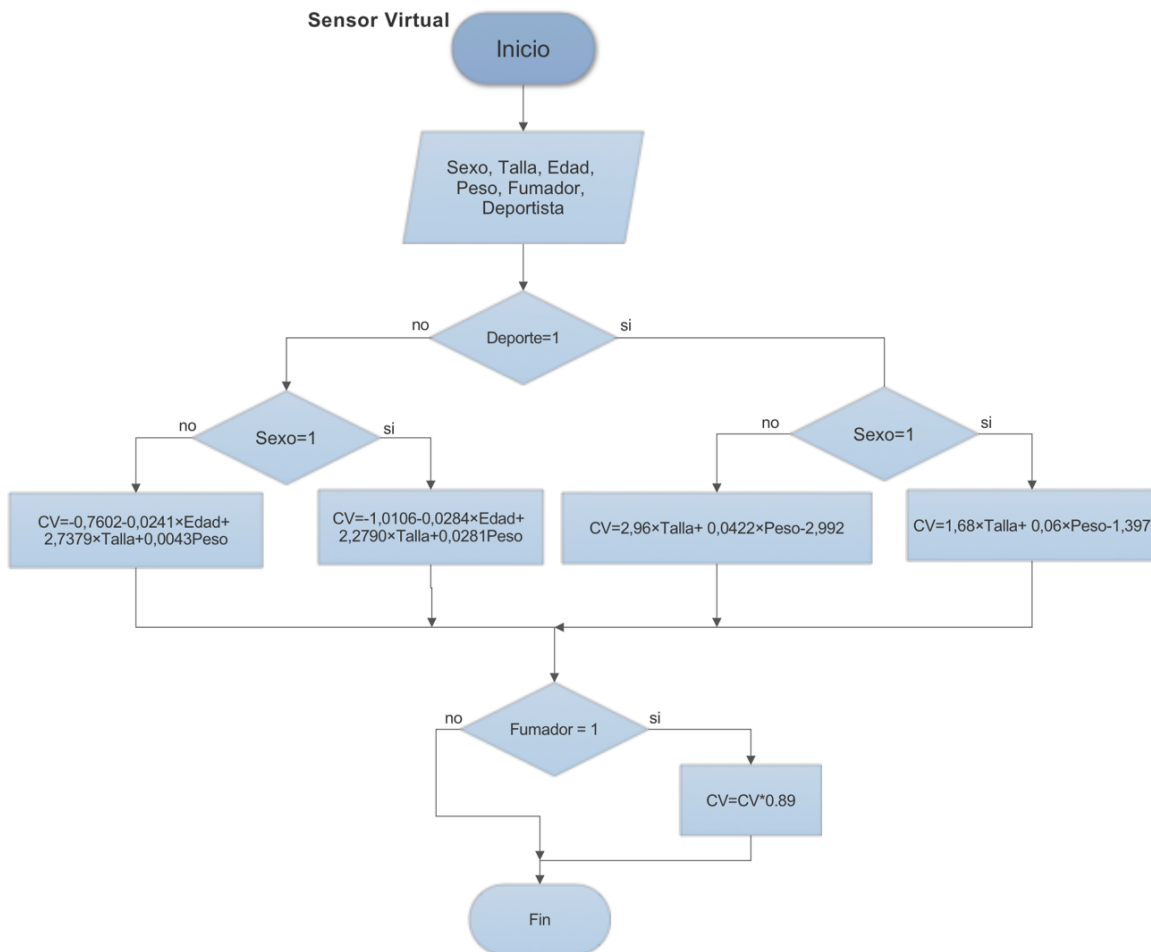


Figura 51. Implementación del sensor virtual. Fuente [Autor]

El diagrama de flujo inicia identificando los valores de las entradas de la red, a continuación la información fluye hacia un condicional que detecta si la persona es deportista o no, luego se identifica si es hombre o mujer para procesar los datos de entrada y estimar la cantidad volumétrica de aire en los pulmones, finalmente un condicional más detecta si la persona tiene calidad de fumador. Esto es importante ya

que la capacidad respiratoria disminuye un cierto porcentaje en función de los cigarrillos que fuma al día y que tipo de cigarrillo es el que consume.

3.2.3 Comunicación serial

La comunicación serial se implementó mediante la librería de MikroC llamada UART1(); a una velocidad de 9600 baudios por segundo, ya que los datos recibidos desde el teléfono celular son decimales. Al recibirlos se tienen que descomponer para obtener un número de tipo flotante y se puedan procesar correctamente en el microcontrolador. De igual manera en el envío de datos se debe enviar un nuevo dígito a dígito ya que el buffer serial es de tipo char() y solo puede almacenar valores de 0 a 255, así que para enviar el valor en mililitros se debe enviar dígito a dígito. A continuación la figura 52 muestra el diagrama de flujo correspondiente a la subrutina TransmisiónSerial (); con la sección de recepción y envío de datos.

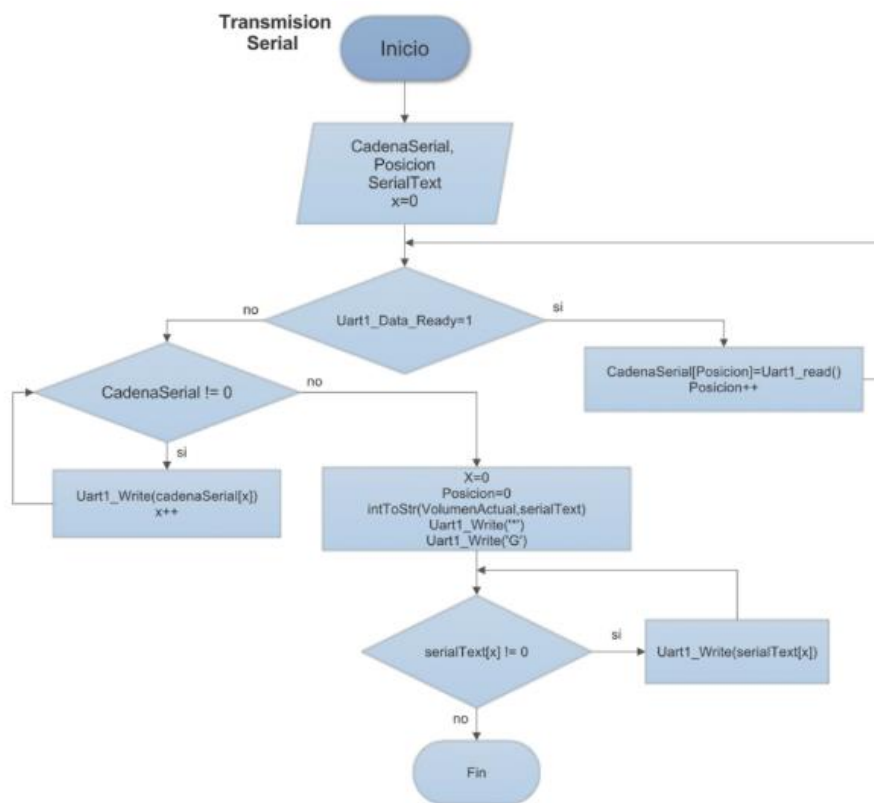


Figura 52. Código para la recepción y envío de datos. Fuente [Autor]

3.3 Implementación de la interfaz gráfica

La implementación de la interfaz gráfica para visualizar la señal de la pletismografía se realizó en el sistema operativo Android con ayuda de la aplicación bluetooth Electronics. Para él envío de datos la interfaz cuenta con un botón de configuración y aceptación de datos enviados que sirven para la calibración del pletismógrafo previo a un examen, además de un cuadro de texto que sirven para ingresar los datos de talla, peso y edad incluido decimales y dos botones más para enviar un 0 o un 1 que configuran los datos parámetros binarios de sexo, deportista y fumador. Para la recepción de datos y su visualización se implementó una gráfica de tiempo real con un rango de 0 a 7000 ml de volumen máximo en el eje “Y” y un terminal serial que muestran el valor de los datos recibidos y los caracteres en código ASCII enviados desde el microcontrolador. A continuación en la figura 53 se muestra la interfaz gráfica implementada en un teléfono Samsung Galaxy A5 2017.



Figura 53. Interfaz gráfica. Fuente [Autor]

3.4 Construcción del PCB

Para la construcción del PCB se utilizó el método de transferencia térmica juntamente con un ataque químico de cloruro férrico, taladrado de agujeros con un taladro de mano pequeño y soldadura manual con hilo de estaño y un cautín de 100 w. Dentro del diseño del PCB cabe recalcar que las pistas tienen un ancho máximo de 1mm y mínimo de 0.6 mm que son medidas buenas para realizar la placa con el método de transferencia térmica ya si fueran menores a 0.6 mm se corre el riesgo de que las pistas resulten cortadas y la placa no funcione. A continuación se detalla cada paso a seguir obtener la placa electrónica del dispositivo.

3.4.1 Especificaciones del PCB

- Material: fibra de vidrio
- Dimensiones 6x6x0.2 cm
- Voltaje de alimentación 5V
- Ancho de pista mínimo 0.6 mm
- Ancho de pista máximo 1 mm
- Conector para LCD 4x20
- Conector ICSP para Pickit 2
- Conector para el sensor resistivo
- Puerto de comunicación serial entre el microcontrolador 18F2550 y bluetooth HC05
- Velocidad de procesamiento 20 MHz
- Velocidad de transmisión serial 9600 baudios/s
- Indicador Led para la frecuencia respiratoria
- Pulsante de reseteo
- Conector para Pickit 2
- Conector para pantalla LCD

3.4.2 Proceso de fabricación del circuito impreso.

1. Primero se debe cortar la placa de cobre a las medidas correctas que en este caso son 60mm de ancho por 65mm de largo. Juntamente en este paso se debe realizar la impresión de alta calidad a laser del circuito en un papel de transferencia térmica para posteriormente pasar al circuito a la placa con una plancha.

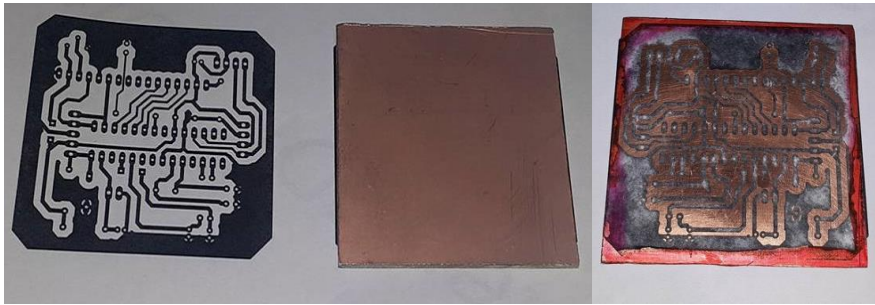


Figura 54. Transferencia del papel al cobre. Fuente [Autor]

2. Preparar la mezcla del cloruro férrico con agua de preferencia tibia o caliente para que actúe más rápido sobre el cobre y sumergir la placa en la solución química hasta que el cobre sea retirado, tener en cuenta el revisar constantemente la placa a que no se dañe. Una vez el cobre se ha retirado por completo se recubre con estaño las pistas para evitar su oxidación y a su vez para que el taladrar y soldar sea más sencillo.

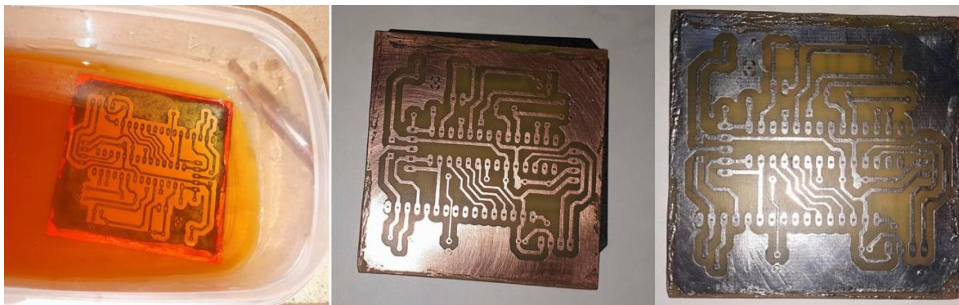


Figura 55. Ataque químico y estañado. Fuente [Autor]

3. Una vez hechos los agujeros el paso final es colocar y se soldar los componentes en el PCB y la placa estará lista para hacer pruebas de funcionamiento.

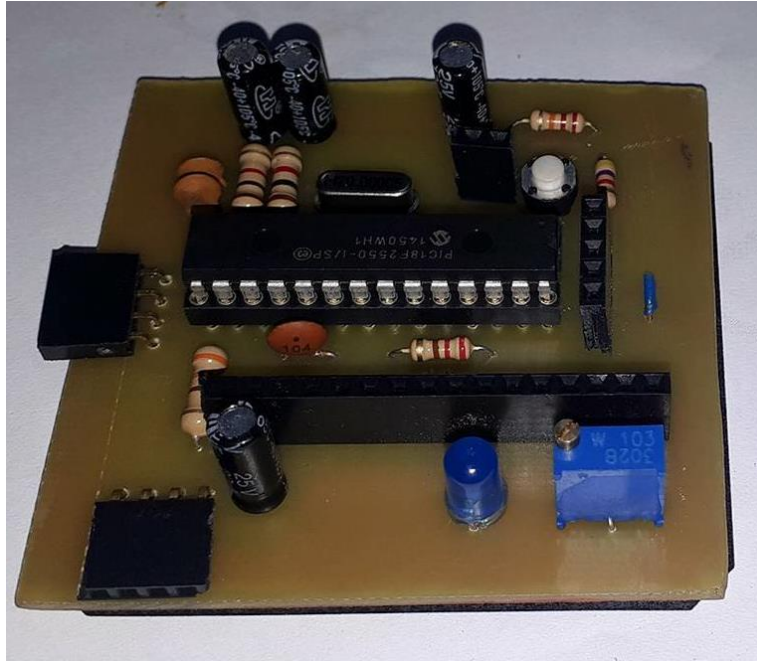


Figura 56. Placa finalizada. Fuente [Autor]

3.5 Construcción de la estructura y ensamblaje final

A partir del diseño creado en AutoCAD se obtuvo mediante procesos de manufactura artesanal el modelo físico del encapsulado tal como se muestra en la figura 57.



Figura 57. Modelo físico del encapsulado. Fuente [Autor]

3.5.1 Características del encapsulado

- Material: Cartón compacto de 0.4 mm de espesor
- Tamaño 13.4 cm de longitud 6.5cm de altura y 8.2cm de profundidad
- Agujero para una pantalla LCD de 4x20
- Agujero para un conector de alimentación USB tipo B
- Agujero para un indicador LED
- Ranura para un conector ICSP
- Ranura para un conector serial
- Ranura para un micropulsante de reset
- Agujero para conector del sensor resistivo

Una vez con la estructura del encapsulado construida se unen todos los componentes electrónicos y la placa PCB. A continuación en la figura 58 se muestra las partes ensambladas y la presentación final del proyecto listo para realizar sus funciones.



Figura 58. Ensamblaje final dispositivo. Fuente [Autor]

- E= edad en años
- T= talla en centímetros
- P= peso en kilogramos
- F= 1 si el paciente es fumador y 0 si no lo es
- D= 1 si es deportista de alto rendimiento en natación y 0 si practica cualquier otro deporte
- CV= capacidad vital en ml
- Respiración= es el volumen actual de aire que están en los pulmones en ml

4. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo se exponen el procedimiento utilizado para la validar los resultados entregados por el pletismógrafo digital durante las pruebas de aplicación realizadas a los pacientes seleccionados para los exámenes de función pulmonar.

Con ayuda de un especialista y un equipo médico certificado se logró determinar los valores normales de la capacidad vital de los pacientes y tener valores de referencia para ajustar la red neuronal del pletismógrafo digital.

Además se presentan las características de los pacientes que fueron seleccionados para las pruebas y el porcentaje de error que tiene el pletismógrafo digital con respecto las curvas de predicción del Biopac estudiantil de la Universidad Politécnica Salesiana y con respecto al equipo médico del "Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria" CEDIPAR.

4.1 Proceso de validación del dispositivo

Para comprobar la fiabilidad de los resultados entregados por el pletismógrafo se realizó la comparación entre la capacidad vital que muestra el dispositivo con una espirometría computarizada realizada en CEDIPAR de la ciudad de Cuenca. Los resultados obtenidos también se compararon con las curvas de predicción del manual de procedimiento que tiene de espirómetro Biopac del GIIB de la Universidad Politécnica Salesiana ya que el espirómetro físico entrega valores anormales muy inferiores a los esperados. Posteriormente a esto se calculó el error porcentual promedio entre el pletismógrafo y las curvas de predicción del Biopac, el error entre el espirómetro de CEDIPAR y las curvas del Biopack y finalmente entre el pletismógrafo digital y el espirómetro de CEDIPAR. De esta manera se comprobó que los tres equipos entregan resultados similares y de esta manera se realizó la validación dispositivo.

4.2 Características de los pacientes y parámetros para las pruebas de validación.

El sistema se validó con 6 pacientes, 4 hombres y 2 mujeres entre 16 y 23 años no fumadores que practican deporte de entre 0 y 3 veces por semana. A continuación en la tabla 4 se muestran las características detalladas de los pacientes seleccionados para realizar las pruebas de validación.

Tabla 4. Característica de los pacientes seleccionados

Paciente #	Sexo	Edad	Talla [cm]	Peso[Kg]	Fuma	Deporte
1	H	19	158	62	No	Futbol
2	H	23	173	65	No	Crosfit
3	H	20	171	59	No	Futbol
4	H	23	163	52	No	Gym
5	M	16	155	63	No	No
6	M	23	153	49	No	Crosfit

Las pruebas se realizaron con los tres equipos disponibles, pero presentándose una dificultad con la consistencia de los datos entregados por el espirómetro Biopac se procedió a tomar como referencia las ecuaciones del manual de procedimiento del mismo. A continuación en la tabla 5 se muestran los valores de la capacidad vital en litros de los tres equipos utilizados y los porcentajes de error entre los mismos.

Tabla 5. Resultados obtenidos en la pruebas de aplicación

#	Pletismógrafo Digital [Ple]	Curvas del Biopac[Bio]	Espirómetro Cedipar[Ced]	Espirómetro UPS	Error 1 Ple/Bio	Error 2 Ple/Ced	Error 3 Ced/Bio
1	4.589	4.198	4.21	1.761	9.32 %	9.0 %	0.28 %
2	4.967	4.89	5.03	2.312	1.58 %	-1.24 %	2.86 %
3	4.811	4.852	4.99		-0.83 %	-3.57 %	2.84 %
4	4.249	4.37		2.338	-2.75 %		
5	3.466	3.377	2.92		2.65 %	18.7 %	-13.5 %
6	3.183	3.169	3.29		0.45 %	-3.24 %	3.81 %
Error Porcentual Promedio Absoluto					2.914	7.302	4.668

El equipo médico utilizado para la validación de los datos fue un espirómetro Microquark USB marca Cosmed para PC. Para el cálculo del error promedio se tomaron los valores absolutos individuales de cada paciente. Como se puede observar en la tabla 2, el error 3 que es el error entre el equipo médico de CEDIPAR con respecto a las curvas de predicción del Biopac es de **4.66 %**. Por otro lado el error 1 que es el que tiene la red neuronal del pletismógrafo con respecto a las curvas del Biopac que es de **2.91 %** y aunque el error 3 que es el del dispositivo desarrollado con respecto al espirómetro de CEDIPAR es de **7.30%** se puede tomar como referencia para validar los datos entregados por el pletismógrafo a las curvas del Biopac porque los resultados del espirómetro de CEDIPAR se acercan bastante a las curvas del Biopac. El error relativamente alto de pletismógrafo se debe a que en ciertos pacientes que tienen un peso alto con relación a su estatura la red neuronal tiende a elevar el resultado de la capacidad vital del paciente, esto se puede solucionar realizando más cantidad de pruebas y así reducir el error número 2 pero por la dificultad que se presenta para utilizar el espirómetro de CEDIPAR las pruebas solo se realizaron con 6 pacientes.

4.3 Comprobación de la red neuronal del pletismógrafo

Para la comprobación de la red neuronal de pletismógrafo se preguntó a 70 personas de entre 16 y 29 años de edad, 40 hombres y 30 mujeres sus datos fisiológicos como edad, talla y peso los cuales son las entradas de la red neuronal para realizar la comparación de la capacidad vital con las curvas de predicción del Biopac. A continuación se muestra la gráfica del error para los pacientes varones.

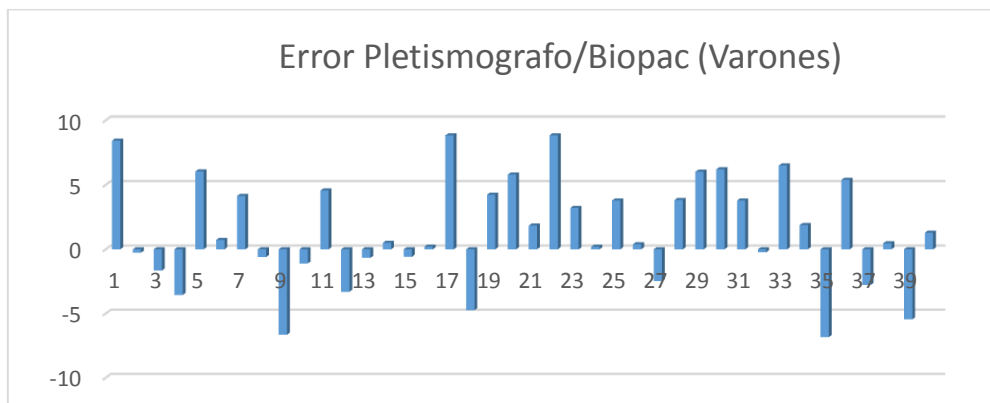


Figura 59. Error de la red neuronal en varones. Fuente [Autor]

El error promedio de la red con respecto al Biopac es de **3.44 %**. En la figura 63 se puede observar que los pacientes 1, 17 y 22 son los que entregan errores cercanos al 9 % y son aquellos que tienen un alto índice de masa corporal, es decir que su peso es relativamente alto con respecto a su estatura lo que justifica las pruebas realizadas con en el espirómetro de CEDIPAR ya que de los 3 pacientes varones, el número 1 tiene esta características ya que 158 cm de estatura pesa solamente 2kg menos que el paciente número 2 que mide 173 cm. El mismo caso sucede a la inversa cuando la persona es alta de estatura pero el índice de masa corporal es muy bajo el error empieza a crecer negativamente. A continuación se muestra la tabla 6 que contiene los datos fisiológicos de varones seleccionados para este análisis.

Tabla 6. Varones seleccionados para la prueba de la red.

#	Sexo	Edad	Talla cm.	Peso Kg.	Fumador	Deportista	Red N. CV lt.	Bioac	error %
1	M	19	158	62	No	Futbol	4.5514	4.198	8.418
2	M	23	175	65	No	Futbol	4.9811	4.994	-0.258
3	M	20	171	59	No	No	4.7717	4.852	-1.656
4	M	23	163	52	No	Gym	4.2146	4.37	-3.556
5	M	20	160	61	No	Futbol	4.5383	4.28	6.035
6	M	21	169	61.3	No	Gym	4.7604	4.726	0.729
7	M	17	158	56	No	Futbol	4.4172	4.242	4.131
8	M	23	180	68.1	No	Futbol	5.2224	5.254	-0.601
9	M	24	167	50.9	No	Trotar	4.2528	4.556	-6.654
10	M	27	160	54.5	No	No	4.0805	4.126	-1.102
11	M	22	174	71	No	Gym	5.1902	4.964	4.557
12	M	29	168	58	No	Basketball	4.3492	4.498	-3.308
13	M	25	179	68	No	Taekwondo	5.1235	5.158	-0.668
14	M	24	160	55.4	No	Gym	4.2131	4.192	0.504
15	M	15	170	58	No	Futbol	4.8810	4.91	-0.591
16	M	25	169	62	No	Trotar	4.6477	4.638	0.210
17	M	24	189	90.9	No	Futbol	6.2033	5.7	8.829
18	M	22	172	56	No	1/s Gym	4.6297	4.86	-4.739
19	M	24	170	68	Si	4/s Volleyball	4.9115	4.712	4.233
20	M	26	169	70	No	Basketball	4.8834	4.616	5.793
21	M	25	170	65	No	Ciclismo	4.7762	4.69	1.839
22	M	24	168	72.7	Si	5/s Futbol	5.0153	4.608	8.838
23	M	18	167	62.2	No	Futbol	4.8383	4.688	3.207
24	M	19	159	52.5	No	Futbol	4.2584	4.25	0.197
25	M	22	171	67.5	No	Futbol	4.9901	4.808	3.788
26	M	20	167	59	No	No	4.6623	4.644	0.394
27	M	24	174	61.4	No	Futbol	4.7983	4.92	-2.473
28	M	27	172	70	No	Futbol	4.9314	4.75	3.818
29	M	25	170	70.8	No	No	4.9718	4.69	6.009
30	M	24	168	69.1	No	No	4.8939	4.608	6.204
31	M	33	167	68	No	Crosfit	4.5227	4.358	3.780
32	M	19	175	63.6	No	No	5.0703	5.082	-0.231
33	M	24	165	67	No	Atletismo	4.7410	4.452	6.492
34	M	23	169	63.6	No	Tennis	4.7698	4.682	1.876
35	M	23	173	54	No	Indor	4.5555	4.89	-6.840
36	M	20	169	67.5	No	No	5.0036	4.748	5.383
37	M	15	179	61	No	No	5.2283	5.378	-2.784
38	M	26	169	62.7	No	No	4.6373	4.616	0.460
39	M	23	173	56	No	No	4.6230	4.89	-5.461
40	M	20	184	73		MMA	5.5993	5.528	1.289

De manera similar se realizó la comprobación de la red con 30 mujeres, a continuación se muestra la gráfica de error porcentual de los datos obtenidos.

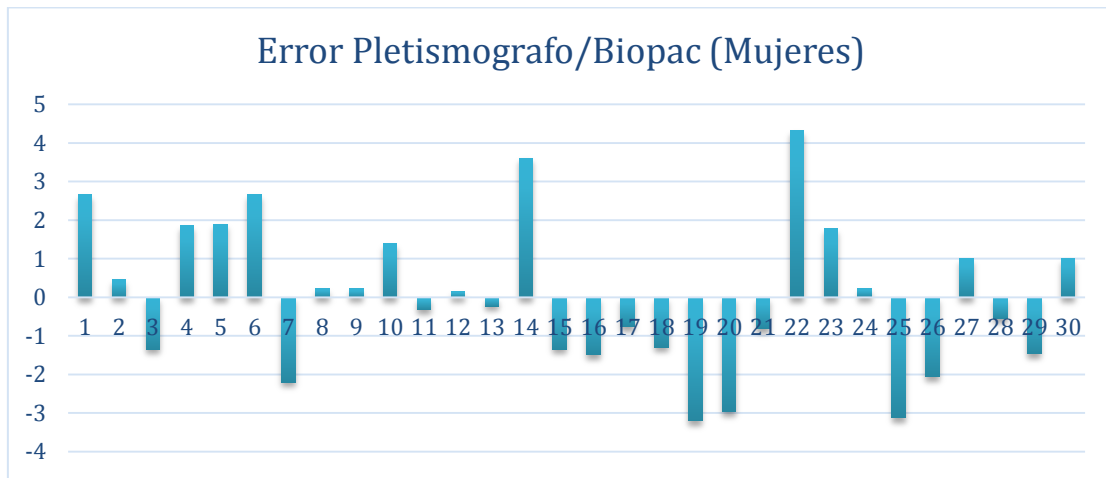


Figura 60. Error de la red neuronal en mujeres. Fuente [Autor]

Tabla 7. Mujeres seleccionadas para la prueba de la red

#	Sexo	Edad	Talla cm.	Peso Kg.	Fumador	Deportista	Red N. CV It.	Biopac	error %
1	F	16	155	63	No	No	3.467	3.377	2.659
2	F	23	153	49	No	No	3.183	3.169	0.451
3	F	18	163	59	No	No	3.620	3.669	-1.341
4	F	16	153	50	No	No	3.356	3.295	1.860
5	F	26	150	53.6	No	No	3.049	2.992	1.901
6	F	26	150	59	No	Trotar	3.072	2.992	2.677
7	F	20	164	57.7	No 2/s	Basketball	3.593	3.674	-2.196
8	F	24	154	52	No	No	3.199	3.192	0.232
9	F	17	160	61.3	No	No	3.572	3.564	0.221
10	F	25	154	62	No	Trotar	3.218	3.174	1.396
11	F	20	155	45.4	No	No	3.295	3.305	-0.311
12	F	17	156	48	No	No	3.406	3.400	0.162
13	F	25	155	53.2	No	No	3.208	3.215	-0.225
14	F	26	146	51.4	No	No	2.930	2.828	3.615
15	F	22	162	61.8	No	No	3.508	3.556	-1.346
16	F	24	168	81.8	No	No	3.710	3.766	-1.494
17	F	25	157	55.5	No	Basketball	3.272	3.297	-0.751
18	F	24	160	59.1	No	No	3.394	3.438	-1.288
19	F	26	165	61.4	No	No	3.492	3.607	-3.190
20	F	18	169	62.7	No	No	3.800	3.915	-2.950
21	F	49	150	68.2	No	Bailoterapia	2.557	2.578	-0.801
22	F	24	146	53.6	No	No	2.988	2.864	4.325
23	F	19	156	63.6	No	Box	3.424	3.364	1.795
24	F	25	160	72.7	No	Basketball	3.428	3.420	0.237
25	F	23	164	54.5	No	Volley	3.507	3.620	-3.115
26	F	25	160	54.5	No	No	3.350	3.420	-2.051
27	F	24	153	54.5	No	No	3.183	3.151	1.011
28	F	17	159	51.8	No	No	3.504	3.523	-0.547
29	F	25	157	50	No	No	3.249	3.297	-1.468
30	F	25	150	46	No	Futbol	3.040	3.010	1.007

El error promedio de la red en pacientes mujeres es de **1.55 %** con respecto a las curvas del Biopac y para los pacientes varones el error de **3.44 %** el error promedio en general de la red neuronal del pletismógrafo con respecto a las curvas del biopac es de **2.49 %** que es menor a los **2.91 %** obtenidos en la tabla 2 de este capítulo.

4.3 Señales adquiridas

Las señales adquiridas por el pletismógrafo se visualizan en la interfaz gráfica desarrollada en el smartphone, estas señales muestran la curva característica de la respiración (volumen en función del tiempo); Los datos del paciente son visualizados en la pantalla LCD del dispositivo que son talla, edad, peso, sexo, si es fumador y si es deportista así como también la capacidad vital (CV) que es la variable a validar, el volumen residual (VR) que servirá de referencia para colocar el sensor en el tórax del paciente, la frecuencia respiratoria en RPM o respiraciones por minuto. Por último se visualiza el volumen de aire que se encuentran en los pulmones del paciente.

Paciente 1: Varón de 19 años, 158 cm de estatura, 62 Kg de peso, no fumador, práctica fútbol pero no se considera para la estimación como deportista de alto rendimiento, capacidad vital de 4.5 lt. Con un error de 8.4% realizó el ejercicio correctamente tal como se le indico y no presenta anomalías respiratorias en la señal volumen tiempo del equipo.



Figura 61. Prueba del paciente 1. Fuente [Autor]

Paciente 2: Varón de 23 años, 175 cm de estatura, 64 Kg de peso, no fumador, práctica fútbol pero no se considera para la estimación como deportista de alto rendimiento, capacidad vital de 4.948 lt. Con un error de 0.258% realizó el ejercicio correctamente en la parte para analizar la profundidad respiratoria pero en frecuencia se observa que esta

elevada pero no presenta anomalías respiratorias graves o fuera de lo común en la señal volumen tiempo del equipo.

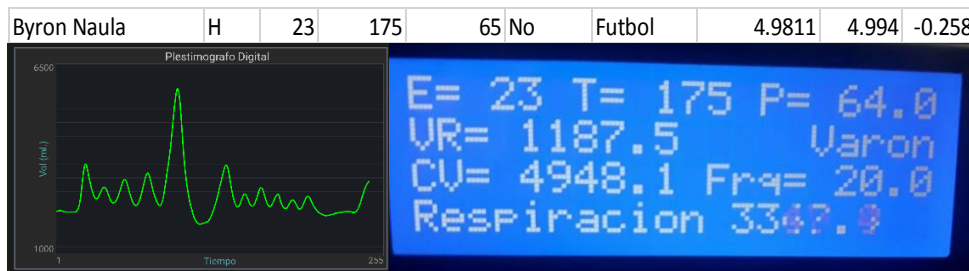


Figura 62. Prueba del paciente 2. Fuente [Autor]

Paciente 3: Varón de 20 años, 171 cm de estatura, 59 Kg de peso, no fumador, no deportista, capacidad vital de 4.772 lt. Con un error de -1.656% realizó el ejercicio correctamente tal como se le indicó y no presenta anomalías respiratorias en la señal volumen tiempo del equipo.



Figura 63. Prueba del paciente 3. Fuente [Autor]

Paciente 4: Varón de 23 años, 163 cm de estatura, 52 Kg de peso, no fumador, su deporte no provoca elevación de la capacidad pulmonar del paciente, capacidad vital de 4.215 lt. Con un error de 3.556% realizó el ejercicio correctamente en la parte para analizar la profundidad respiratoria pero en la respiración en reposo el volumen corriente se presenta un poco débil pero no presenta anomalías fuera de los común en la señal volumen tiempo del equipo ya que el paciente si lo gro hacer una inspiración y espiración profunda.



Figura 64. Prueba del paciente 4. Fuente [Autor]

Paciente 5: Mujer de 16 años, 155 cm de estatura, 53 Kg de peso, no fumador, no deportista, capacidad vital de 3.466 lts. Con un error de 3.556% realizó el ejercicio correctamente y no presenta anomalías en la señal volumen tiempo del equipo.



Figura 65. Prueba del paciente 5. Fuente [Autor]

Paciente 6: Mujer de 23 años, 153 cm de estatura, 49 Kg de peso, no fumador, no deportista, capacidad vital de 3.466 lt. Con un error de 3.183% realizó el ejercicio casi correctamente ya que después de la inhalación profunda no se quedó respirando en estado de reposo pero no presenta anomalías en la señal volumen tiempo del equipo.

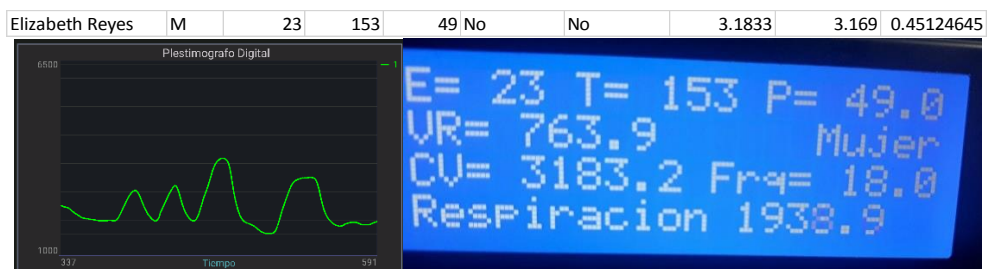


Figura 66. Prueba del paciente 6. Fuente [Autor]

En las pruebas realizadas se puede observar y comprobar los valores de estimación de la red neuronal ya implementada en el pletismógrafo y con los estudios realizados con los datos adquiridos también se confirma el porcentaje de error bajo que presenta el equipo y por lo tanto los valores de función pulmonar proporcionados por el dispositivo desarrollado son confiables.

4.4 Protocolo de diagnóstico

Debido a que este dispositivo fue desarrollado con un enfoque de herramienta de soporte para médicos que realicen consultas generales lo esperado es que los pacientes no tengan una preparación previa para realizarse el examen, pero no sería indispensable esta preparación antes del examen porque es un examen preventivo y que en caso de ser necesario un examen más profundo con equipos especializados la preparación previa se la realizara con las indicaciones del médico especialista en caso de ser necesario.

A continuación se enumeran una serie de pasos para el uso del dispositivo desarrollado.

- 1. Colocación del sensor de expansión en el tórax del paciente:** Hacer que la persona se siente, se relaje, luego se le pedirá que exhale todo el aire que pueda y que aguante de 2 a 4 segundos hasta colocar el cinturón ajustado de manera que el sensor no esté en estado de reposo. Esto se realiza a la altura del diafragma, y en el caso de pacientes mujeres está bien colocar el cinturón debajo del busto.



Figura 67. Colocación del sensor resistivo. Fuente [Autor]

- 2. Conexión del dispositivo al smartphone:** El equipo debe estar conectado a una fuente de energía mediante el cable USB, que puede ser una computadora o un cargador USB actual, cuando el bluetooth esté disponible se vinculará al teléfono con la clave 2065. Esto se realizara solo la primera vez, después solo es necesario encender el bluetooth y estará listo para empezar a transmitir los datos de la pletismografía. Una vez vinculado el equipo al teléfono hay que establecer la conexión para la transmisión. Para ello hay que abrir la aplicación y activar el botón **“Connect”** y aparecerá la lista de los dispositivos vinculados, seleccionamos la opción pletismógrafo digital y activamos **“Connect”**, luego el botón **“Done”** y finalmente el botón **“Run”** para correr la interfaz gráfica.



Figura 68. Conexión del smartphone con el pletismógrafo. Fuente [Autor]

- 3. Ingresar datos del paciente y calibrar el equipo:** Los datos de edad, talla, peso, si es fumador o no y si es deportista o no son indispensables para que la red neuronal del pletismógrafo de resultados precisos y la interfaz gráfica brinda el entorno para adquirir e interpretar la información. Una vez establecida la conexión y verificada la transmisión de datos se pulsa el botón rojo que sirve para entrar en modo de configuración y para aceptar los datos del paciente. El primer dato que pedirá el equipo es la edad y la forma de ingresar los datos es la siguiente:
- a. Una vez en modo de configuración se debe ingresar el dato que solicita el equipo y escribirlo en la barra que esta el parte inferior izquierda junto al botón “send”.

- b. Enviar el dato pulsando el botón “send” tras lo cual la pantalla LCD mostrara el dato recibido para comprobar que este correctamente recibido
- c. Para aceptar el dato recibido pulsar el botón rojo para aceptar y pasar a ingresar el siguiente parámetro
- d. Repetir estos pasos con los primeros tres datos del paciente edad, talla, peso. Para los siguiente parámetros que son sexo, fumador o deportista se pueden usar también el botón gris “1” y el botón “0” para configura si=1 y no=0 en estos parámetros
- e. Finalmente la calibración se realiza inspirando todo el aire posible y mientras resiste el aire pulsar el botón configuración para aceptar. Luego el último parámetro se obtiene al espirar todo el aire posible resistir y pulsar el botón rojo para aceptar.

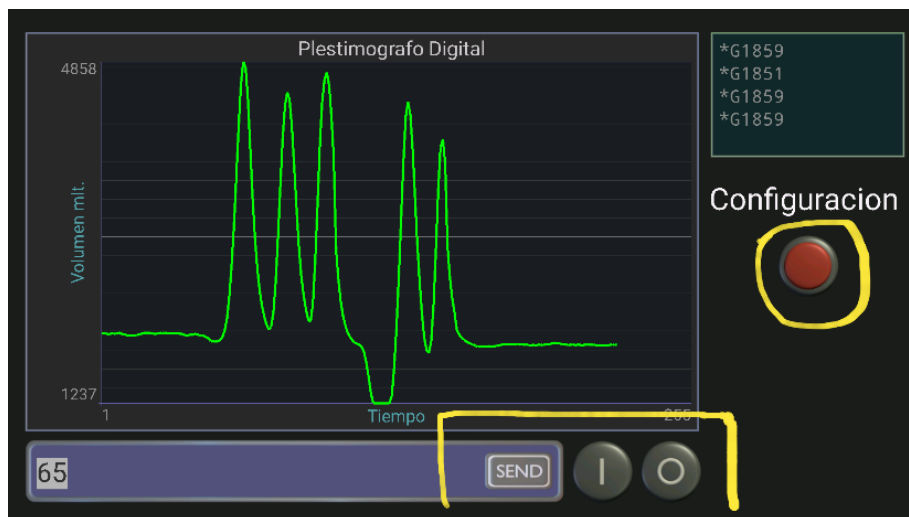


Figura 69. Botones de configuración e ingreso de datos. Fuente [Autor]

4. **Dar las indicaciones correspondientes al paciente:** Indicar la modalidad del examen y los ejercicios de respiración que son tres respiraciones normales luego aspirar todo el aire posible y expulsar lo más rápido y profundo hasta ya no poder sacar más aire de los pulmones. La señal respiratoria deberá ser analizada en función de los parámetros normales y las anomalías estudiadas en el capítulo 1.
5. **Visualizar y anotar los resultados:** Los datos y resultados se visualizarán en la pantalla LCD y el teléfono celular. En caso de presentar alguna anomalía se puede

dar la orden para examen en centros de diagnóstico especializados en salud pulmonar.



Figura 70. Visualización de resultados

CAPÍTULO 5

5. ANÁLISIS ECONÓMICO

5.1 Análisis de los costos de operación

Costos Incurridos en el producto [44]

Tabla 8. Lista de materiales por circuito

Cant.	Artículo	Valor Unit.	Valor Total	Producir 100
1	Pantalla LCD 4x20	\$ 22.00	\$22.00	\$2200
4	Condensadores 10uF	\$0.15	\$0.60	\$0.60
4	Resistencias ¼ w	\$0.10	\$0.40	\$0.40
1	Microcontrolador pic18f 2550	\$10.50	\$10.50	\$10.50
2	Micro pulsante	\$0.20	\$0.40	\$0.40
1	Peinetas hembra	\$0.50	\$0.50	\$0.50
2	Peineta macho	\$0.50	\$1.00	\$1.00
2	Trimer de precisión 10k	\$0.75	\$1.50	\$1.50
1	Cristal oscilador de 20 MHz	\$0.25	\$0.25	\$0.25
1	Sócalo dip 28	\$0,40	\$0.40	\$0.40
1	Grabador de pickit 2	\$32.00	\$32.00	\$0.32
1	metro de cable multipar	\$0.25	\$0.25	\$0.25
1	sensor de flexión	\$24.00	\$24.00	\$24.00
TOTAL			\$93.80	\$62.12

Tabla 9. Lista de materiales de construcción de la placa

Cant.	Artículo	Valor Unit.	Valor Total	Valor Total
1	Fibra de vidrio	\$ 2.00	\$2.00	\$2.00
1	Cautín	\$7.00	\$7.00	\$7.00
1	Taladro de mano	\$85.00	\$85.00	\$0.85
2	Metro de estaño	\$1.00	\$2.00	\$2.00
1	Cloruro férrico	\$0.50	\$0.50	\$0.50
TOTAL			\$96.50	12.35

Nota: Los elementos señalados de amarillo no forman parte del circuito, son herramientas de construcción y programación y se dividen entre 100 para calcular el costo de producción en serie.

Tabla 10. Costo Total del Producto original

Elemento	Costo
Materia prima directa	\$ 93.80
Materiales de fabricación	\$ 96.50
Mano de obra directa	\$ 500

TOTAL	\$ 690.3
-------	----------

Costo Total Presupuestado del Producto Real = MPD+MF+MOD = \$ 690,30.

5.2 Costo por unidad al producir 100 unidades

$$\text{Costo} = \text{MPD}100 + \text{MF}100 + \text{MDO} = 62.12 + 12.35 + 20 = \$ 94.47$$

5.4 Análisis de demanda

Los comentarios de los médicos profesionales acerca del equipo desarrollado son positivos debido a que no se realizan este tipo de exámenes en consultorios generales. La razón por la cual un análisis de espirometría no se realiza en una consulta regular es porque no se tiene acceso a los equipos necesarios pero si representa una variable importante a estudiar para revisar el estado de salud pulmonar de los pacientes para prevenir enfermedades graves a futuro. Los médicos manifestaron que sería altamente factible adquirir un equipo como el propuesto en este trabajo para sus consultorios debido al costo asequible y a la importancia del uso en consultas de diagnóstico.

5.4 Análisis de sensibilidad

Para la evaluación de un proyecto de expansión se estima poder vender 100 unidades el primer año de operación y crecer en un 10% el segundo, tras posesionarse en el mercado. A partir del tercer año se considera un crecimiento constante del 2% anual, por lo menos hasta el final del horizonte de evaluación definido en 5 años.

Para materializar la expansión como empresa se deberá invertir \$300.000 en maquinaria para la adecuación y optimización de la producción, para lo cual se estima una vida útil de 10 años y se deprecia para el mismo número de años.

La inversión en capital de trabajo se calcula como un estándar equivalente al 18% de la inversión fija. Se estima el valor de salvamento de las maquinas en un 40% de su valor de adquisición. Tomando en cuenta una tasa de impuestos a las utilidades del 15% y la tasa de descuento exigida a la inversión del 12%.

A continuación se presentan tres escenarios diferentes:

Tabla 11. Análisis en un escenario pesimista

ANALISIS DE SENSIBILIDAD A						
Cantidad	100	110	112	114	117	
Precio		100	100	100	115	115
Costo Variable		1,17	1,17	1,17	1,17	1,17
	0	1	2	3	4	5
Ingresos Operac	10.000	11.000	11.220	13.161	13.424	
Venta de activo					120.000	
Costo Variable	117	129	131	134	137	
Costo Fijo		690.3	690.3	690.3	690.3	690.3
Depreciación		30000	30000	30000	30000	30000
Valor Libro						150000
Utilidad	(20.807)	(19.819)	(19.602)	(17.663)	(47.403)	
Impuesto 15%	(3.121)	(2.973)	(2.940)	(2.649)	(7.110)	
Utilidad neta	(17.686)	(16.846)	(16.661)	(15.014)	(40.292)	
Depreciación	30.000	30.000	30.000	30.000	30.000	
Valor Libro						150.000
Inversión fija	300.000					
Capital de trabajo	54.000					54.000
Valor Desecho						110.000
Flujo	(354.000)	12.314	13.154	13.339	14.986	303.708
VAN 12%	(141.169)					
TIR	0%					

Tabla 12 Análisis en escenario nulo o neutro

ANALISIS DE SENSIBILIDAD B						
Cantidad	100	110	112	114	117	
Precio		498,608	498,608	498,608	573,3992	573,3992
Costo Variable		1,17	1,17	1,17	1,17	1,17

	0	1	2	3	4	5
Ingresos Operac	49.861	54.847	55.944	65.622	66.935	
Venta de activo					120.000	
Costo Variable	117	129	131	134	137	
Costo Fijo		690,3	690,3	690,3	690,3	690,3
Depreciación		30000	30000	30000	30000	30000
Valor Libro						150000
Utilidad	19.054	24.028	25.122	34.798	6.108	
Impuesto 15%	2.858	3.604	3.768	5.220	916	
Utilidad neta	16.195	20.424	21.354	29.578	5.192	
Depreciación	30.000	30.000	30.000	30.000	30.000	
Valor Libro						150.000
Inversión fija	300.000					
Capital de trabajo	54.000					54.000
Valor Desecho						110.000
Flujo	(354.000)	46.195	50.424	51.354	59.578	349.192
VAN 12%	(0)					
TIR	12%					

Tabla 13. Análisis en un escenario optimista

ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD C						
Cantidad	100	110	112	114	117	
Precio		700	700	700	805	805
Costo Variable		1,17	1,17	1,17	1,17	1,17
	0	1	2	3	4	5
Ingresos Operac	70.000	77.000	78.540	92.127	93.970	

Venta de activo						120.000
Costo Variable	117	129	131	134	137	
Costo Fijo		690,3	690,3	690,3	690,3	690,3
Depreciación		30000	30000	30000	30000	30000
Valor Libro						150000
Utilidad	39.193	46.181	47.718	61.303	33.143	
Impuesto 15%	5.879	6.927	7.158	9.195	4.971	
Utilidad neta	33.314	39.254	40.561	52.108	28.172	
Depreciación	30.000	30.000	30.000	30.000	30.000	
Valor Libro						150.000
Inversión fija	300.000					
Capital de trabajo	54.000					54.000
Valor Desecho						110.000
Flujo	(354.000)	63.314	69.254	70.561	82.108	372.172
VAN 12%	71.324					
TIR		18%				

CAPÍTULO 6

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones.

- Se logró construir el pletismógrafo digital para realizar diagnósticos presuntivos de manera satisfactoria, además se estableció un sistema capaz de predecir los parámetros de función pulmonar en los pacientes mediante la ayuda de un software que posee una interfaz gráfica desarrollada en Android. Este permite la

interpretación de los resultados y la visualización de la curva volumen tiempo de la respiración de los pacientes.

- El estudio del arte y la revisión de la bibliografía citada relacionada al sistema respiratorio y a los exámenes de función pulmonar existentes permitió ampliar el campo de visión en el área médica y adquirir conocimientos importantes para la parte de programación de la red neuronal con un modelo de predicción confiable y más que nada auto ajustable para casi todo tipo de pacientes.
- El diseño y la implementación del dispositivo se llevó a cabo con éxito después de una larga investigación y pruebas de laboratorio para el diseño de un transductor que permita obtener la señal deseada de una forma sencilla, apta para procesar y obtener resultados confiables; La señal obtenida con el sensor capacitivo era de buena calidad pero la naturaleza del sensor provocaba que la variación de amplitud no sea lineal y además al momento de colocar el sensor al paciente estéticamente no se veía bien y provocaba incomodidad por la rigidez que éste tenía.
- Los resultados obtenidos con el sensor de flexión resistivo son bastante cercanos a los valores del espirómetro del centro de diagnóstico CEDIPAR, ya que el error entre este equipo con respecto a las curvas de predicción del Biopac es de 4.66 %, por otro lado el error entre la red neuronal del pletismógrafo con respecto a las curvas del Biopac es de 2.91 % y aunque el error entre el dispositivo desarrollado con respecto al espirómetro de CEDIPAR es de 7.30% se puede tomar como referencia para validar los datos entregados por el pletismógrafo a las curvas del Biopac porque los resultados del espirómetro de CEDIPAR se acercan bastante a las curvas del biopac. Además que el error relativamente alto del pletismógrafo se debe a que en ciertos pacientes que tienen un peso alto con relación a su estatura y la red neuronal tiende a elevar el resultado de la capacidad vital de este tipo de pacientes por lo tanto se concluye que el dispositivo es completamente válido, confiable y preciso para todas las personas especialmente a pacientes con características fisiológicas regulares.

- En trabajos futuros se puede elevar la precisión del dispositivo porque es ajustable mediante programa para un mayor ajuste a los datos de los pacientes, se puede mejorar el algoritmo de procesamiento implementando una red neuronal multicapa y que los resultados se ajusten mejor a más cantidad de personas sin importar las condiciones físicas del paciente ya que la red implementada por ahora presenta una debilidad y es que con pacientes con un índice de masa corporal elevado y no necesariamente por obesidad sino existen personas que presentan bastante masa muscular el error porcentual de la red tiende a elevarse casi hasta un 9% lo que se podría solucionar con una red neuronal más sofisticada.
- La interfaz gráfica desarrollada para visualizar los datos ayudó de manera satisfactoria a verificar la calidad de los valores entregados por el pletismógrafo digital y así poder compararlos con los resultados de equipos médicos para exámenes de función pulmonar profesionales y certificados, esto permitió obtener valores de referencia para ajustar y validar los resultados del dispositivo desarrollado.
- Los resultados entregados por el pletismógrafo permitieron comprobar los valores de los exámenes de función pulmonar presentados en todos los estudios citados en este documento y que la calidad de los valores entregados dependen en gran parte de la comprensión y colaboración de paciente para realizar correctamente los ejercicios respiratorios correspondientes para el examen.
- Los datos obtenidos en el análisis económico muestran que el proyecto si es rentable en caso de que logre comercializar, por ahora el mejor escenario para la venta se estableció con un precio de 250 dólares pero eso tomando en cuenta precios locales y procesos de fabricación manuales que consumen más tiempo porque si consideramos materiales importados y la adquisición de maquinaria para la fabricación en serie empleando mucho menos tiempo por unidad el precio podría reducirse.

6.2 Recomendaciones

- En trabajos futuros se recomienda mejorar la señal del sensor para evitar oscilaciones de la señal al ser visualizada. Para ello se recomienda colocar un condensador en paralelo al sensor resistivo antes de ingresar en el canal analógico del microcontrolador y utilizar la máxima resolución para la digitalización del voltaje que ingresa para tener una mejor aproximación a la realidad y a la naturaleza de la señal pulmonar.
- Para los valores de referencia máximos y mínimos en la respiración no utilizar los canales ref+ y ref- del puerto “A” del microcontrolador ya que generan ruido si no se filtran correctamente, en lugar de esto lo recomendable es procurar que todo el procesamiento sea por software.
- Se podrían mejorar los valores de predicción utilizando una red neuronal multicapa entrenada con los datos de los estudios citados en este documento para evitar errores elevados en pacientes con un índice de masa corporal muy alto o muy bajo. Con una mayor cantidad de neuronas la red neuronal se ajustará mejor a los datos de mayor dispersión con respecto a muestras regulares o estándar.

ANEXOS

ANEXO 1: CÓDIGO DEL MICROCONTROLADOR

```
5: Programa: TesisPletimografo.c
6: Autor: Byron Naula.
7: Fecha de Creación: 20-Dic-2016
8: Fecha de Modificación: 12-Enero-2018
9: *****/
10: // LCD module connections
11: sbit LCD_RS at RB7_bit;
12: sbit LCD_EN at RB6_bit;
13: sbit LCD_D4 at RB5_bit;
14: sbit LCD_D5 at RB4_bit;
15: sbit LCD_D6 at RB3_bit;
16: sbit LCD_D7 at RB2_bit;
17:
18: sbit LCD_RS_Direction at TRISB7_bit;
19: sbit LCD_EN_Direction at TRISB6_bit;
20: sbit LCD_D4_Direction at TRISB5_bit;
21: sbit LCD_D5_Direction at TRISB4_bit;
22: sbit LCD_D6_Direction at TRISB3_bit;
23: sbit LCD_D7_Direction at TRISB2_bit;
24: // End LCD module connections
25: /*-----*/
26: DECLARACION DE VARIABLES
27: -----*/
28: int x=0, i=0;
29: char uart_rd;
30: double numeroSerial=0, edad=23, peso=64, talla=175;
31: int sexo=1, fumador=0, deporte=0;
32: short configurar=0;
33: unsigned char SerialText[20], bTexto[16];
34: char cadenaSerial[20]; //Creamos un array que almacenará los caracteres que escribiremos en la consola del PC. Le asignamos un tope de caracteres, en este caso 10
35: int cont3=0, PWM3=0;
36: int refMas=0, refMenos=0;
37: double Vr=0, Vmas=680, Vmenos=350, factorC=0;
38: double Vr0=0, Vr1=0, Vr2=0, Vr3=0;
39: double respiracion=0, VoltR_M=0;
40: double CV=0, CPT=0, volumenActual=0, Vres=0;
41: short faseTest=0, on=0, off=1;
42: unsigned long int contadorF=0;
43: double RPM=0;
44: int referencia=0, refAnterior=0, m=0, mAnterior=0, mSegunda=0;
45: //***** Prototipo de Funciones *****/
46: void interupt(void);
47: void bFloatToStr(long double, int, int, int);
48: void espacio(void);
49: void CalcularParametros(void);
50: void Calibracion(void);
51: void Frecuencia(void);
52: void verLcd(void);
53: void TransmisionSerial(void);
54: void NormalizarRespiracion(void);
55: void SensorVirtual(void);
56: void ConfigurarBT(void);
```

```

57: void bConfigInicial(void);
58: /*-----
59: DECLARACION DE FUNCIONES
60: -----*/
61: void bFloatToStr(long double num, int deci, int fila, int columna){
62: // funcion para escoger el numero de decimales a visualizar
63:   char ndigent=0, x, i;
64:   unsigned long int aux1=0, nentero=0, ndecimal=0;
65:   long double decimal=0;
66:   for(i=0; i<15; i++) btexto[i]=0;
67:   if(num<0){
68:     num*=-1;
69:     btexto[0]='-';
70:   }
71:   else{
72:     btexto[0]=' ';
73:   }
74:   nentero=num;
75:   decimal=num-nentero;
76:   for(x=0;x<deci;x++){
77:     decimal*=10;
78:   }
79:   ndecimal=decimal;
80:   while(1){
81:     nentero/=10;
82:     ndigent++;
83:     if(nentero==0) break;
84:   }
85:
86:   for(i=1;i<=ndigent;i++){
87:     nentero=num;
88:     for(x=0;x<ndigent-i;x++){
89:       nentero/=10;
90:     }
91:     nentero-=aux1;
92:     btexto[i]=48+nentero;
93:     aux1+=nentero;
94:     aux1*=10;
95:   }
96:
97:   if(deci==0) btexto[ndigent+1]=' ';
98:   else btexto[ndigent+1]='.';
99:
100:  aux1=0;
101:  for(i=1;i<=deci;i++){
102:    ndecimal=decimal;
103:    for(x=0;x<deci-i;x++){
104:      ndecimal/=10;
105:    }
106:    ndecimal-=aux1;
107:    btexto[i+ndigent+1]=48+ndecimal;
108:    aux1+=ndecimal;
109:    aux1*=10;
110:  }
111:  lcd_out(fila, columna, btexto);
112: }
113: void espacio(){

```



```

114:   Lcd_Out_Cp(" ");
115: }
116: void Calibracion(){
117:   Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
118:   Lcd_Out(1, 1, "Calibracion");
119:   faseTest++;
120:   if(faseTest==1){
121:     Lcd_Out(2, 1, "Ingresar la edad");
122:   }
123:   if(faseTest==2){
124:     Lcd_Out(2, 1, "Ingresar Talla en cm");
125:   }
126:   if(faseTest==3){
127:     Lcd_Out(2, 1, "Ingresar Peso en Kg");
128:   }
129:   if(faseTest==4){
130:     Lcd_Out(2, 1, "Sexo? ");
131:     Lcd_Out(3, 2, "Varon->1  Mujer->0");
132:   }
133:   if(faseTest==5){
134:     Lcd_Out(2, 1, "Es Fumador? ");
135:     Lcd_Out(3, 2, "Si->1      No->0");
136:   }
137:   if(faseTest==6){
138:     Lcd_Out(2, 1, "Es deportista? ");
139:     Lcd_Out(3, 2, "Si->1      No->0");
140:   }
141:   if(faseTest==7){
142:     Lcd_Out(2, 1, "Referencia Maxima");
143:     Lcd_Out(3, 2, "Inalar Profundamente");
144:   }
145:   if(faseTest==8){
146:     Vmas=1023-ADC_Read(0);
147:     Lcd_Out(2, 1, "Referencia Minima");
148:     Lcd_Out(3, 2, "Exalar el aire");
149:   }
150:   if(faseTest==9) {
151:     Vmenos=1023-ADC_Read(0);
152:     faseTest=0;
153:     Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
154:   }
155:   configurar=0;
156: }
157: void Frecuencia(){ // calcular maximos y minimos
158:   contadorF=contadorF+1;
159:   refAnterior=referencia;
160:   referencia=respiracion;
161:   mAnterior=m;
162:   m=referencia-refAnterior;
163:   mSegunda=m-mAnterior;
164:   if (m>=-10|| m<=10 ){
165:     if(mAnterior>=2){
166:       PORTB.B1=1;
167:       on=1;
168:       if(on==1 && off==1){
169:         RPM=600/(1+contadorF);
170:         off=0;

```

```

171:     contadorF=0;
172:   }
173: }
174:   if(mAnterior<=2){
175:     PORTB.B1=0;
176:     off=1;
177:     on=0;
178:   }
179: }
180:   if (contadorF>=150) RPM=0;
181: }
182: void verLcd(){
183:   Lcd_out(1,1,"E=");bFloatToStr(edad,0,1,3);
184:   Lcd_out(1,7,"T=");bFloatToStr(talla,0,1,9);
185:   Lcd_out(1,14,"P=");bFloatToStr(peso,1,1,16);
186:   if(fumador==1)Lcd_out(2,12,"F");
187:   if(deporte==1)Lcd_out(2,14,"D");
188:   if(sexo==1) Lcd_out(2,16,"Varon");
189:   else Lcd_out(2,16,"Mujer");
190:   Lcd_out(2,1,"VR=");bFloatToStr(Vres,1,2,4);
191:   Lcd_out(3,1,"CV=");bFloatToStr(CV,1,3,4);
192:   Lcd_out(3,12,"Frq=");bFloatToStr(RPM,1,3,16); //espacio();
193:   Lcd_out(4,1,"Respiracion=");bFloatToStr(volumenActual,1,4,13);
194: }
195: void TransmisionSerial(){
196:   int posicion=0;
197:   //Recepcion de datos
198:   if (UART1_Data_Ready()) { // If data is received,
199:     memset(cadenaSerial, 0,sizeof(cadenaSerial));//memset borra el contenido del
ay "cadena" desde la posición 0 hasta el final sizeof
200:     while(UART1_Data_Ready()>=1) {
201:       Delay_ms(1);
202:       cadenaSerial[posicion]=UART1_Read(); //Lee un carácter del string "cadena"
la "posicion", luego lee el siguiente carácter con "posicion++"
203:       posicion++;
204:     }
205:     for(x=0;cadenaSerial[x]!=0;x++){
206:       UART1_Write(cadenaSerial[x]);
207:     }
208:     bFloatToStr(faseTest,0,1,17);espacio();
209:     posicion=0;
210:     ltrim(cadenaSerial);
211:     Lcd_Out(4,1,cadenaSerial);espacio();
212:     if(CadenaSerial[0]!='C') numeroSerial=atof(cadenaSerial);
213:     bFloatToStr(numeroSerial,1,4,11); espacio();
214:     if(faseTest==1) edad=numeroSerial;
215:     if(faseTest==2) talla=numeroSerial;
216:     if(faseTest==3) peso=numeroSerial;
217:     if(faseTest==4) sexo=numeroSerial;
218:     if(faseTest==5) fumador=numeroSerial;
219:     if(faseTest==6) deporte=numeroSerial;
220:
221:     if(CadenaSerial[0]=='C') configurar=1;
222:   }
223:   //Envio de Datos
224:   intToStr(volumenActual,SerialText);
225:   ltrim(SerialText);

```

```

226:   UART_Write('*');
227:   UART_Write('G');
228:   for(x=0;SerialText[x]!=0;x++){
229:     UART1_Write(SerialText[x]);
230:   }
231:   UART1_Write(10);
232: }
233: void NormalizarRespiracion(){
234:   Vr3=Vr2;
235:   Vr2=Vr1;
236:   Vr1=Vr0;
237:   Vr0=1023-ADC_Read(0);
238:   Vr=(Vr0+Vr1+Vr2+Vr3)/4;
239:   VoltR_M=Vr-Vmenos;
240:   factorC=1023/(Vmas-Vmenos);
241:   respiracion=VoltR_M*factorC;
242:   if(respiracion>=1023) respiracion=1023;
243:   if(respiracion<=0) respiracion=0;
244: }
245: void SensorVirtual(){
246:   if(deporte==0){ //Si no hace deporte
247:     if(sexo==1){ //Si es Varon
248:       CV=((22.79*talla)+(28.1*peso)-(28.4*edad)-1010)*1.20;
249:     }
250:     else{ //si es mujer y no hace deporte
251:       CV=((27.3*talla)+(4.3*peso)-(24.1*edad)-650);
252:     }
253:   }
254:   else{ //Si hace deporte
255:     if(sexo==1){ //Si es Varon
256:       CV=((16.8*talla)+(60*peso)-1397);
257:     }
258:     else{ //si es mujer y si hace deporte
259:       CV=((29.6*talla)+(42.2*peso)-2992);
260:     }
261:   }
262:   if(fumador==1) CV=CV*0.92;
263:   CPT=(CV*5)/4;
264:   Vres=CV*0.24;
265:   volumenActual=(CV/4)+((CV*respiracion)/1023);
266:
267: }
268: void ConfiguraBT(){
269:   TRISB=0;
270:   PORTB=0;
271:   UART1_Init(38400);
272:   delay_ms(1000);
273:   UART1_Write_Text("AT+NAME=PlestimografoDigital\r\n");
274:   delay_ms(2000);
275:   UART1_Write_Text("AT+BAUD=9600,0,0\r\n");
276:   delay_ms(2000);
277:   UART1_Write_Text("AT+PSWD=2065\r\n");
278:   delay_ms(2000);
279:   UART1_Write_Text("AT+RESET\r\n");
280:   PORTB.B1=1;
281: }
282: void bConfigInicial(){

```

```

283:  ADCON1=0b00001011; //referencias 5V y 0V AN0 a AN3 con analodicas el resgdo Dig
284:  CMCON =7;          // Desabilita los comparadores
285:  // Configuracion de E/S de puertos
286:  TRISA=0b1111;     // Puerto A como ingresos digitales
287:  TRISB.B0=1;
288:  TRISB.B1=0;
289:  TRISC=0b000;      // Puerto C como entradas y salidas
290:  // Borrado de puertos del Pic16F877A (recomendado)
291:  PORTA=0;
292:  PORTC=0;
293:  PORTB=0;
294:  //***** Configuracion del ACD *****
295:  ADC_Init();
296:  //***** Comunicacion Serial *****
297:  UART1_Init(9600);
298:  //***** Configuracion LCD *****
299:  Lcd_Init();        // Initialize LCD
300:  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // Clear display
301:  Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF); // Cursor off
302:  //Habilitacion Global de interrupciones
303:  IPEN_bit=0;        // Priorizacoin de interupcione desactivada
304:  GIE_bit=1;         // Habilitacion goblal de interupciones activada
305:  PEIE_bit=1;        // Habilitacion de interupcion de perifericos
306: }
307: void main() {
308:   bConfigInicial();
309:   Delay_ms(100);
310:   while(1){
311:     Frecuencia();
312:     NormalizarRespiracion();
313:     SensorVirtual();
314:     if(configurar==1) Calibracion();
315:     if(faseTest==0) verLcd();
316:     TransmicionSerial();
317:     delay_ms(5);
318:   }
319:   //ConfiguraBT();
320: }

```

ANEXO 2: EXÁMENES DE VALIDACIÓN DE DATOS

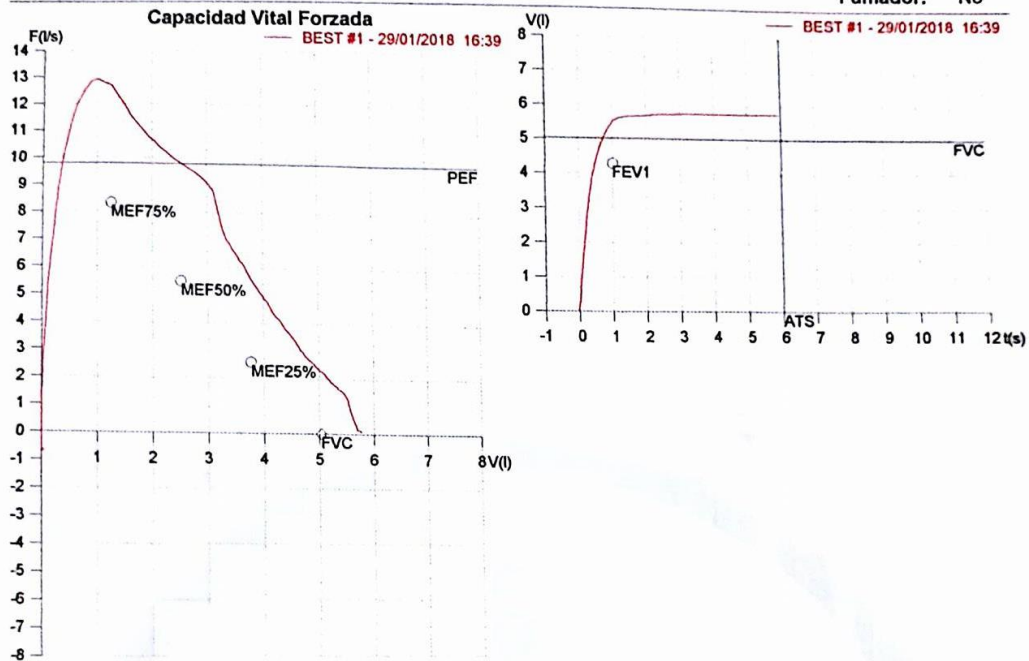


CEDIPAR

Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria
Unidad Médico Quirúrgica de Corta Estancia

ESPIROMETRIA COMPUTARIZADA

Apellidos: NAULA DUTAN	Fecha nacimiento: 22/09/1994	Edad: 23
Nombre: BYRON RICARDO	Sexo: Varón	Peso (Kg): 65.0
ID: 000387	Corr. étnica: Hispanico	Altura (cm): 173.0
Fecha: 29/01/2018	Descripción:	BMI (Kg/m ²): 21.7
Predicho: ERS 93	Compañía:	Fumador: No



Parámetro	UM	Descripción	Pred.	BEST#1	%Pred.
Best FVC	l(btps)	Best Forced Vital Capacity	5.03	5.80	115.3
FVC	l(btps)	Forced Vital Capacity	5.03	5.80	115.3
FEV1	l(btps)	Forced Exp Volume in 1 sec	4.28	5.49	128.1
PEF	l/sec	Peak Expiratory Flow	9.78	12.91	131.9
FEV1/FVC%	%	FEV1 as % of FVC	83.1	94.7	113.9
FEF25-75%	l/sec	Forced mid-expiratory flow	5.07	7.50	148.0
MEF75%	l/sec	Max Exp Flow @ 25% FVC	8.31	11.94	143.8
MEF50%	l/sec	Max Exp Flow @ 50% FVC	5.49	9.24	168.2
MEF25%	l/sec	Max Exp Flow @ 75% FVC	2.58	3.88	150.6
FET100%	sec	Forced Expiratory Time		3.1	
PEF _r	l/min	Peak Expiratory Flow (l/min)	587.0	774.4	131.9

Diagnóstico:
Espirometría Normal

Notas:
UNIVERSIDAD DE CUENCA - SpaO2: 94%, FC: 70X', FR: 16X'



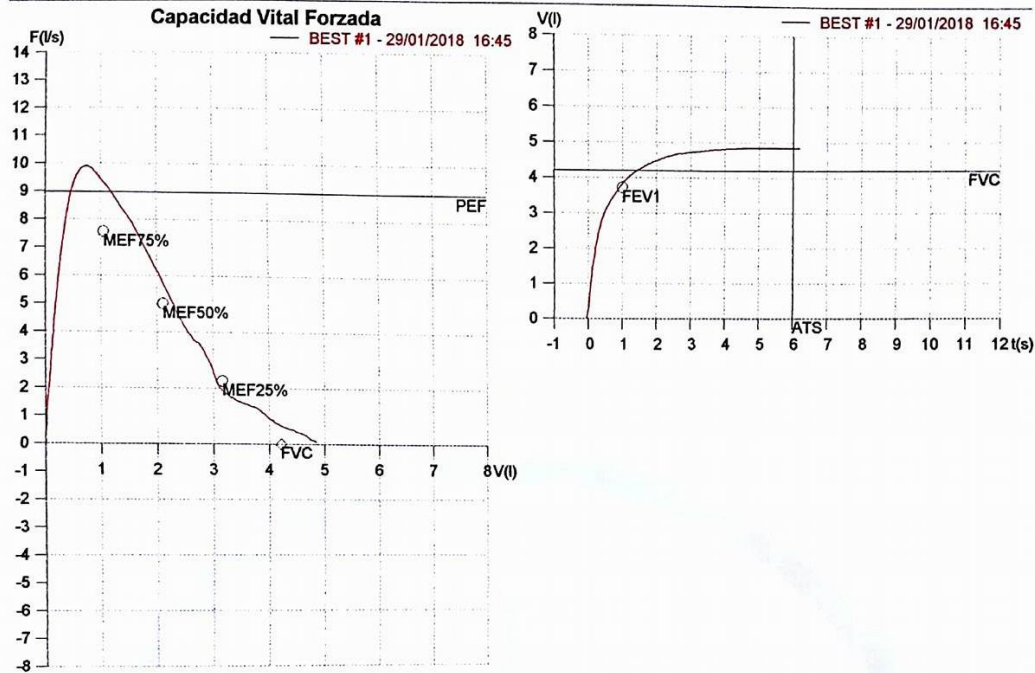


CEDIPAR

Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria
Unidad Médico Quirúrgica de Corta Estancia

ESPIROMETRIA COMPUTARIZADA

Apellidos: ABRIL QUIÑONEZ	Fecha nacimiento: 14/07/1998	Edad: 19
Nombre: DANIEL AGUSTIN	Sexo: Varón	Peso (Kg): 64.0
ID: 000388	Corr. étnica: Hispanico	Altura (cm): 157.0
Fecha: 29/01/2018	Descripción:	BMI (Kg/m²): 26.0
Predicho: ERS 93	Compañía:	Fumador: No



Parámetro	UM	Descripción	Pred.	BEST#1	%Pred.
Best FVC	l(btps)	Best Forced Vital Capacity	4.21	4.86	115.5
FVC	l(btps)	Forced Vital Capacity	4.21	4.85	115.2
FEV1	l(btps)	Forced Exp Volume in 1 sec	3.71	3.81	102.6
PEF	l/sec	Peak Expiratory Flow	8.97	9.91	110.4
FEV1/FVC%	%	FEV1 as % of FVC	83.8	78.4	93.6
FEF25-75%	l/sec	Forced mid-expiratory flow	4.93	3.26	66.1
MEF75%	l/sec	Max Exp Flow @ 25% FVC	7.55	8.86	117.3
MEF50%	l/sec	Max Exp Flow @ 50% FVC	5.01	4.40	87.8
MEF25%	l/sec	Max Exp Flow @ 75% FVC	2.26	1.38	60.8
FET100%	sec	Forced Expiratory Time		4.5	
PEFr	l/min	Peak Expiratory Flow (l/min)	538.4	594.4	110.4

Diagnóstico:
Espirometría Normal

Notas:
UNIVERSIDAD DE CUENCA - SpaO2: 91%, FC: 83X', FR: 17X'.

Página 1 de 1



Dirección: Agustín Cueva 3-99 y Honorato Loyola, (a una cuadra de la Universidad de Cuenca)
Telf.: 07 2455 467 Móvil: 0979 229 931 E-mail: cediparsi@gmail.com

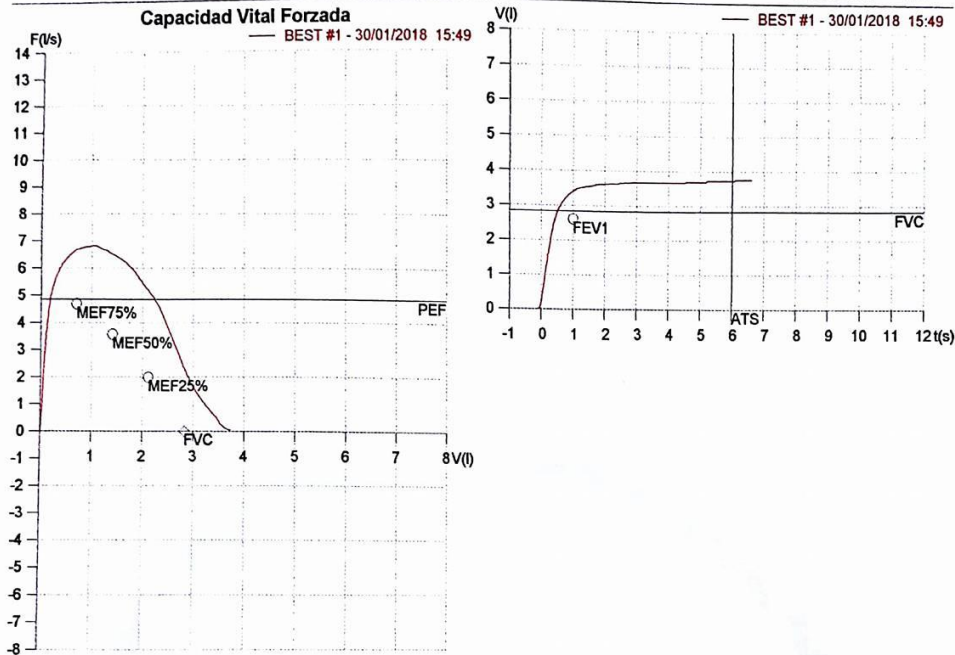


CEDIPAR

Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria
Unidad Médico Quirúrgica de Corta Estancia

ESPIROMETRIA COMPUTARIZADA

Apellidos: NAULA DUTAN	Fecha nacimiento: 27/08/2001	Edad: 16
Nombre: HEIDY VANESSA	Sexo: Hembra	Peso (Kg): 63.0
ID: 000395	Corr. étnica: Hispanico	Altura (cm): 155.0
Fecha: 30/01/2018	Descripción:	BMI (Kg/m²): 26.2
Predicho: ERS 93	Compañía:	Fumador: No



Parámetro	UM	Descripción	Pred.	BEST#1	%Pred.
Best FVC	l(btps)	Best Forced Vital Capacity	2.82	3.78	133.7
FVC	l(btps)	Forced Vital Capacity	2.82	3.78	133.7
FEV1	l(btps)	Forced Exp Volume in 1 sec	2.60	3.42	131.3
PEF	l/sec	Peak Expiratory Flow	4.84	6.83	141.0
FEV6	l(btps)	Forced Exp Volume in 6 sec	3.31	3.75	113.3
FEV1/FVC%	%	FEV1 as % of FVC	84.5	90.6	107.2
FEV6/FVC%	%	FEV6 as % of FVC		99.4	
FEV1/FEV6%	%	FEV1 as % of FEV6		91.1	
FEF25-75%	l/sec	Forced mid-expiratory flow		4.97	
MEF75%	l/sec	Max Exp Flow @ 25% FVC	4.68	6.78	145.0
MEF50%	l/sec	Max Exp Flow @ 50% FVC	3.57	5.82	162.8
MEF25%	l/sec	Max Exp Flow @ 75% FVC	1.99	2.49	125.0
FET100%	sec	Forced Expiratory Time		6.1	
PEFR	l/min	Peak Expiratory Flow (l/min)	290.5	409.5	141.0

Diagnóstico:
Espirometría Normal

Notas:
SpaO2: 95%, FC: 82X', FR: 17X'.



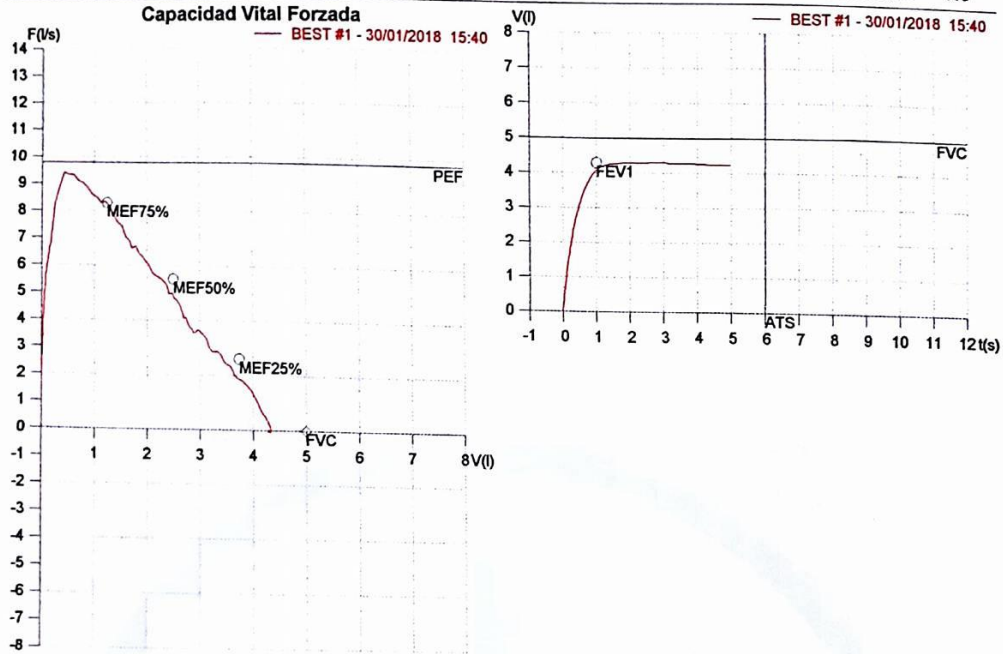


CEDIPAR

Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria
Unidad Médico Quirúrgica de Corta Estancia

ESPIROMETRIA COMPUTARIZADA

Apellidos: VANEGAS BRAVO	Fecha nacimiento: 24/06/1997	Edad: 20
Nombre: JUAN PABLO	Sexo: Varón	Peso (Kg): 59.0
ID: 000394	Corr. étnica: Hispanico	Altura (cm): 171.0
Fecha: 30/01/2018	Descripción:	BMI (Kg/m²): 20.2
Predicho: ERS 93	Compañía:	Fumador: No



Parámetro	UM	Descripción	Pred.	BEST#1	%Pred.
Best FVC	l(btps)	Best Forced Vital Capacity	4.99	4.37	87.5
FVC	l(btps)	Forced Vital Capacity	4.99	4.37	87.5
FEV1	l(btps)	Forced Exp Volume in 1 sec	4.28	4.11	96.0
PEF	l/sec	Peak Expiratory Flow	9.79	9.40	96.0
FEV1/FVC%	%	FEV1 as % of FVC	83.6	94.2	112.6
FEF25-75%	l/sec	Forced mid-expiratory flow	5.16	5.14	99.6
MEF75%	l/sec	Max Exp Flow @ 25% FVC	8.29	8.48	102.4
MEF50%	l/sec	Max Exp Flow @ 50% FVC	5.51	5.64	102.3
MEF25%	l/sec	Max Exp Flow @ 75% FVC	2.60	2.85	109.4
FET100%	sec	Forced Expiratory Time		2.6	
PEF _r	l/min	Peak Expiratory Flow (l/min)	587.4	563.9	96.0

Diagnóstico:

Espirometría Normal

Notas:

SpaO2: 93%, FC: 80X', FR: 16X'.



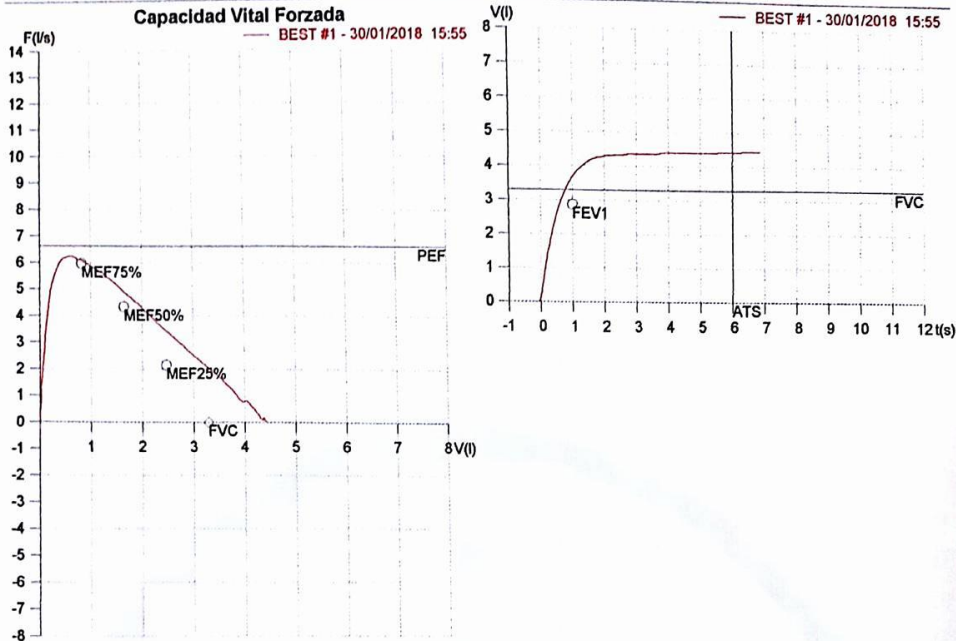


CEDIPAR

Centro de Diagnóstico de Patología Respiratoria
Unidad Médico Quirúrgica de Corta Estancia

ESPIROMETRIA COMPUTARIZADA

Apellidos: REYES OCHOA	Fecha nacimiento: 27/12/1994	Edad: 23
Nombre: MARIA ELIZABETH	Sexo: Hembra	Peso (Kg): 49.0
ID: 000396	Corr. étnica: Hispanico	Altura (cm): 153.0
Fecha: 30/01/2018	Descripción:	BMI (Kg/m²): 20.9
Predicho: ERS 93	Compañía:	Fumador: No



Parámetro	UM	Descripción	Pred.	BEST#1	%Pred.
Best FVC	l(btps)	Best Forced Vital Capacity	3.29	4.46	135.6
FVC	l(btps)	Forced Vital Capacity	3.29	4.46	135.6
FEV1	l(btps)	Forced Exp Volume in 1 sec	2.87	3.66	127.7
PEF	l/sec	Peak Expiratory Flow	6.62	6.23	94.2
FEV6	l(btps)	Forced Exp Volume in 6 sec	3.35	4.44	132.5
FEV1/FVC%	%	FEV1 as % of FVC	84.7	82.2	97.0
FEV6/FVC%	%	FEV6 as % of FVC		99.5	
FEV1/FEV6%	%	FEV1 as % of FEV6		82.6	
FEF25-75%	l/sec	Forced mid-expiratory flow	4.05	3.54	87.3
MEF75%	l/sec	Max Exp Flow @ 25% FVC	5.95	5.74	96.4
MEF50%	l/sec	Max Exp Flow @ 50% FVC	4.33	3.91	90.3
MEF25%	l/sec	Max Exp Flow @ 75% FVC	2.14	2.01	93.8
FET100%	sec	Forced Expiratory Time		6.3	
PEFr	l/min	Peak Expiratory Flow (l/min)	396.9	373.9	94.2

Diagnóstico:

Espirometría Normal

Notas:

UNIVERSIDAD POLITECNICA SALESIANA SpaO2: 95%, FC: 82X', FR: 17X'.

Página 1 de 1



ANEXO 3: FOTOGRAFÍAS DE LAS PRUEBAS FINALES



Figura 71. Prueba de aplicación 1. Fuente [Autor]



Figura 72. Prueba de aplicación 2. Fuente [Autor]



Figura 73. Prueba de aplicación 3. Fuente [Autor]

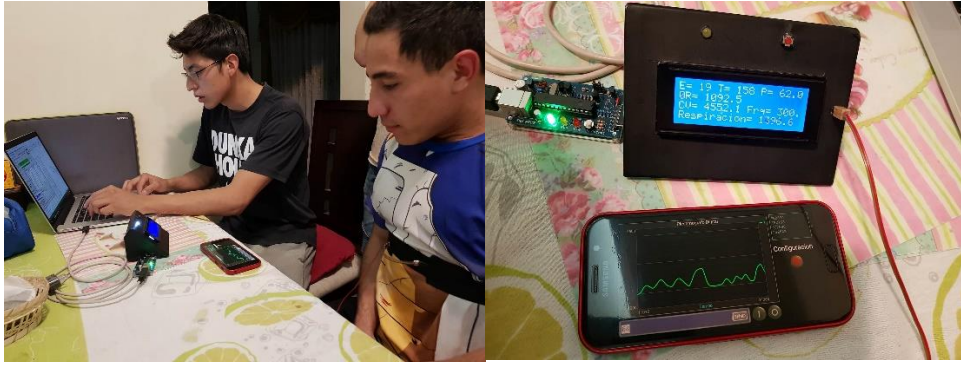


Figura 74. Prueba de aplicación 4. Fuente [Autor]



Figura 75. Prueba de aplicación 5. Fuente [Autor]



Figura 76. Prueba de aplicación 6. Fuente [Autor]

ANEXO 4: MANUAL DE USUARIO DEL EQUIPO

Configuración de la aplicación en el smartphone

1. **Descargar la aplicación:** En la tienda de aplicaciones de Android escribir Bluetooth Electronics y descargar la aplicación que es totalmente gratuita e instalarla. En la siguiente imagen se muestra el logo de la aplicación.



Figura 77. Logo de la aplicación Bluetooth Electronics

2. **Selección de un panel de visualización nuevo:** Al abrir la aplicación pedirá encender el bluetooth se puede escoger sí o no por ahora lo importante es configurar la recepción de datos, una vez inicie la aplicación se podrán observa los paneles que vienen por defecto pero para este caso seleccionaremos uno que este vacío para editarlo.

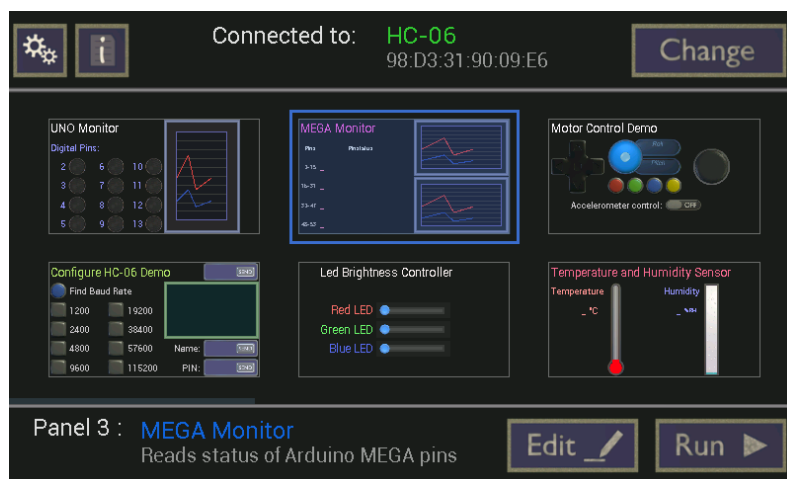


Figura 78. Panel principal de la aplicación. Fuente [Autor]

3. Configuración del panel de visualización: Deslizar hacia la izquierda hasta encontrar un panel vacío lo seleccionamos y le damos la botón **“Edit”** una vez dentro en la parte derecha podemos encontrar todos los elementos necesarios para crear la interfaz gráfica en la sección **“Buttons”** arrastrar el botón rojo que servirá para la configuración del dispositivo y los botones 1 y 0 para enviar datos, en la sección **“Graphs”** arrastrar una pantalla de 10x6 y colocarla en la parte izquierda superior y finalmente en la sección de **“Terminals”** seleccionar un monitor para ver todos los caracteres enviados y recibidos por el bluetooth del Smartphone y ademas una barra de ingreso de texto que su vez contiene el botón **“SEND”** para enviar lo que se escriba en la barra de texto.



Figura 79. Modo de edición de un panel. Fuente [Autor]

4. Configuración de elementos de la interfaz: Para configurar un elemento se lo debe presionar y en la parte inferior derecha aparecerá las características del elemento seleccionado y el botón de **“Edit”** para cambiar las características y funciones del elemento El terminal de color verde lo dejamos por defecto así mostrara los datos enviados y recibidos.

Para configurar el botón rojo tocarlo y darle al botón **“Edit”** y colocamos la c mayúscula en el cuadro de texto que se llama **“Press text”** el otro llamado **“Release text”** lo dejamos en blanco.

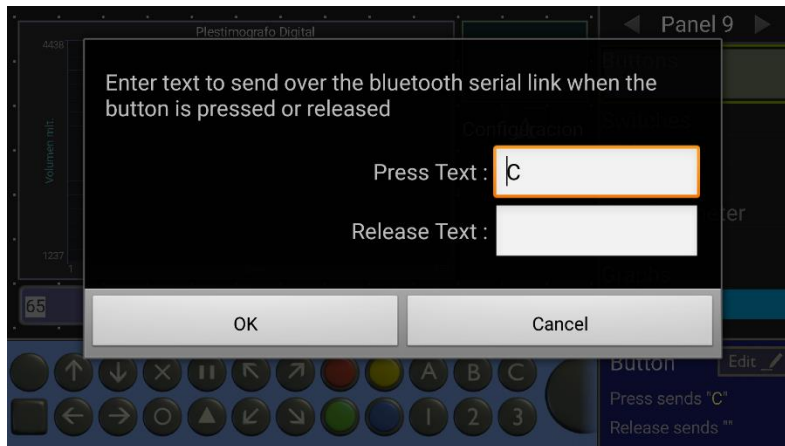


Figura 80. Letra enviada al presionar el botón rojo. Fuente [Autor]

Lo mismo hacemos en los botones plomos 1 y 0 tocamos el botón a configurar y le damos a “Edit” y solo llenamos el cuadro de texto que dice “Press text” 1 al botón 1 y 0 al botón 0 para que solo envíe datos al presionarlo y no al soltarlo. El terminal morado sirve para enviar el texto que se ingrese en el cuadro de texto con el botón “SEND” y lo único que podemos configurar que es opcional el texto por defecto del cuadro.

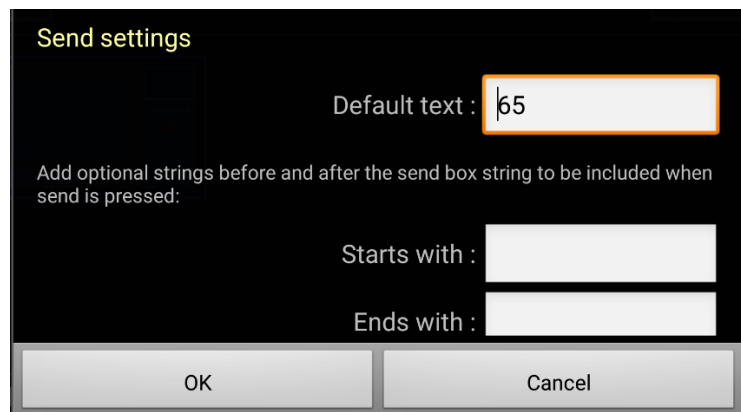


Figura 81. Texto por defecto en terminal de envío. Fuente [Autor]

El elemento que más parámetros tiene para configurar es el Graph, de igual manera lo seleccionamos y le damos a “Edit” y empezamos a configurar los parámetros, el primer parámetro es el carácter que detectara para recibir un dato que esto ya está programado en el microcontrolador y es de la siguiente forma ‘*G5389’ de esta manera el Graph mostrara el número 5389.

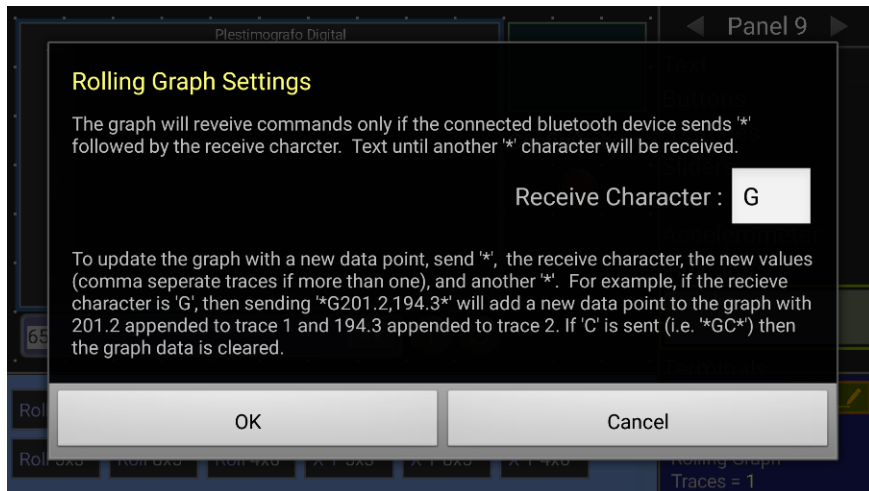


Figura 82. Configuración para la recepción de datos en el Graph. Fuente [Autor]

Deslizamos hacia arriba y tenemos indicadores como el título del gráfico los nombres de los ejes valor máximo y mínimo de en el eje y “Y” el número de datos a graficar en el eje “X” y listo hay otros parámetros pero son opcionales y no indispensables para el funcionamiento de la aplicación.

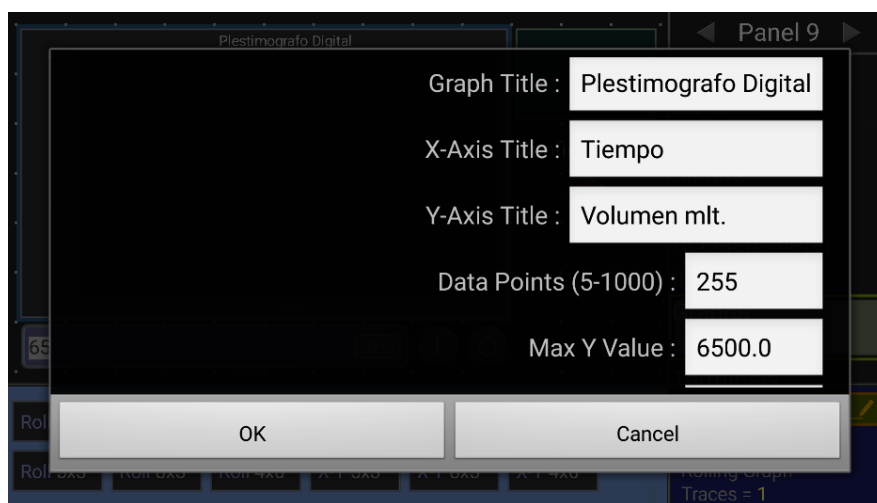


Figura 83. Parámetros de visualización del Graph. Fuente [Autor]

Uso del pletismógrafo en una prueba de aplicación

Encender el dispositivo: Conectar el cable USB en la parte posterior del dispositivo y alimentarlo en un puerto de la computadora o en un cargador de un smartphone.



Figura 84. Conexión del dispositivo a una fuente de energía. Fuente [Autor]

Una vez que la pantalla LCD encienda puede ser que los datos no se visualicen correctamente y se presente la pantalla mostrada en la figura 85.

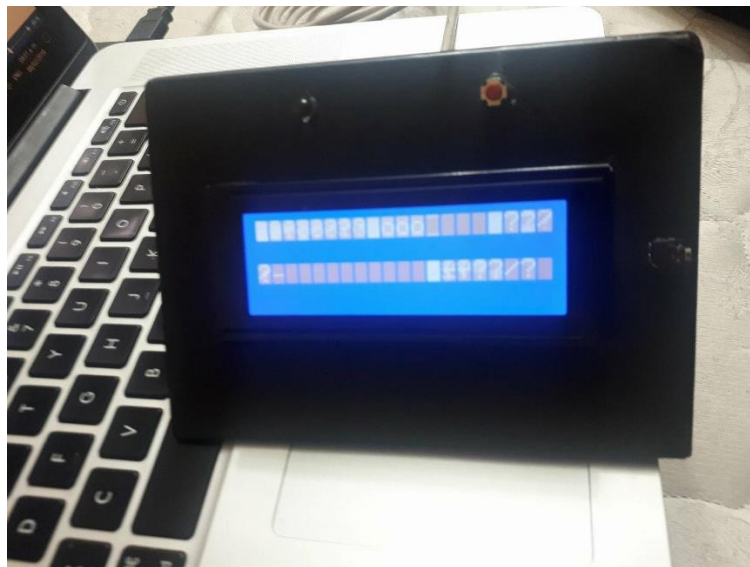


Figura 85. Posible error al conectar la fuente de energía. Fuente [Autor]

Presionar el botón de reset para que la transmisión de datos para la visualización de datos llegue correctamente y conectar el sensor de flexión resistivo en el conector de la parte derecha y el dispositivo estará listo para el siguiente paso.

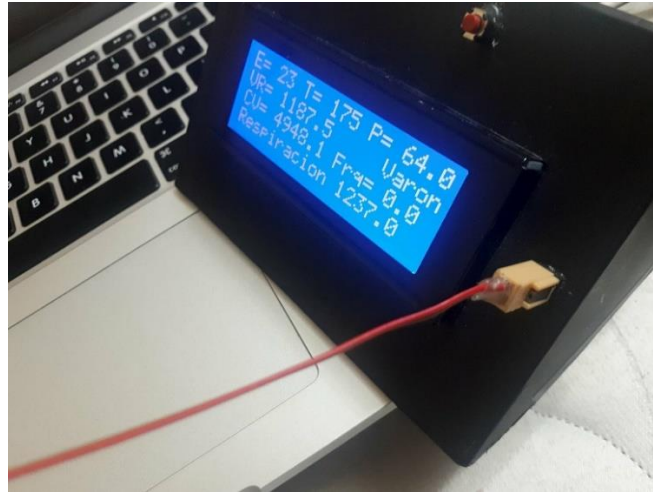


Figura 86. Conexión del sensor al pletismógrafo. Fuente [Autor]

Colocación del sensor de expansión en el tórax del paciente: Hacer que la persona que se siente relajadamente y pedir que exhale todo el aire que pueda y que aguante 2 a 4 segundos hasta colocar el cinturón ajustado de manera que el sensor no esté en estado de reposo, esto se realiza a la altura del diafragma, en la mujeres está bien colocarlo debajo del busto.



Figura 87. Colocación del cinturón al paciente. Fuente [Autor]

Conexión del dispositivo al smartphone: El equipo de estar conectado a una fuente de energía mediante el cable USB, esta puede ser una computadora o un cargador USB de algún teléfono actual, en este momento el bluetooth estará disponible para vincular al teléfono con la clave 2065, esto se realizará solo la primera vez después de eso solo es necesario encender el bluetooth y estará listo para empezar a transmitir los datos de la pletismografía. Una vez vinculado el equipo al teléfono hay que establecer la conexión para la transmisión Para ello hay que abrir la aplicación tocar el botón **“Connect”** y aparecerá la lista de los dispositivos vinculados seleccionamos el que dice pletismógrafo digital y le damos a **“Connect”** y luego al botón **“Done”** y finalmente el botón **“Run”** para correr la interfaz gráfica.



Figura 88. Pasos para conectar el bluetooth al pletismógrafo. Fuente [Autor]

Ingresar datos del paciente y calibrar el equipo: Los datos de edad, talla, peso, si es fumador o no y si es deportista o no son indispensable para que la red neuronal del pletismógrafo de resultados precisos. Para esto nos ayudamos de la interfaz desarrollada en el Smartphone. Una vez establecida la conexión y este transmitiendo los datos se pulsa botón rojo que sirve para entrar en modo de configuración y para aceptar los datos del paciente, el primer dato que pedirá el equipo es la edad, la forma de ingresar los datos es la siguiente

- a. Una vez en modo de configuración leer el dato que solicita el equipo y escribirlo en la barra de texto morada que esta junto al botón “send”.
- b. Enviar el dato pulsando el botón “send” la pantalla LCD mostrara el dato recibido para comprobar que este correctamente interpretado
- c. Para aceptar el dato recibido pulsar el botón rojo para aceptar y paras a ingresar el siguiente parámetro
- d. Repetir estos pasos con los primeros 3 datos del paciente edad, talla, peso, para los siguiente parámetro que son sexo, fumador o deportista se pueden usar también el botón plomo “1” y el botón “0” para configura si=1 y no=0 en estos parámetros
- e. Finalmente la calibración se realiza inspirando todo el aire posible y mientras resiste el aire pulsar el botón configuración para aceptar, de igual forma el último parámetro al espirar todo el aire posible resistir y pulsar el botón rojo para aceptar.

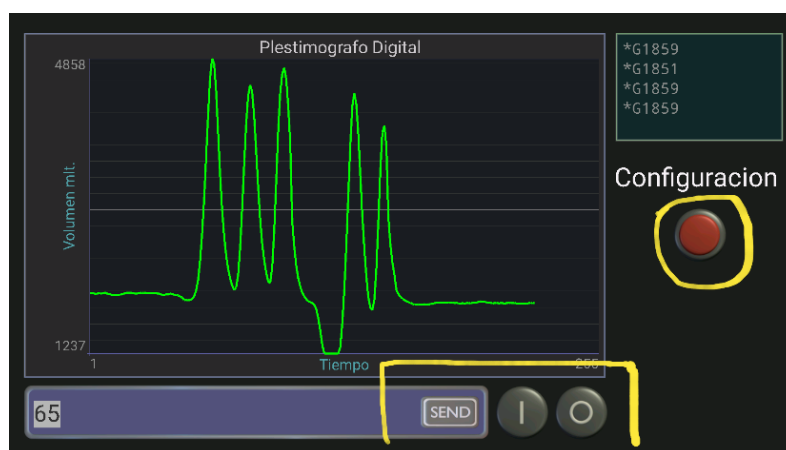


Figura 89. Botones para ingresar los datos del paciente. Fuente [Autor]

Dar las indicaciones correspondientes al paciente. Indicar la modalidad del examen y los ejercicios de respiración que son 3 respiraciones normales luego aspirar todo el aire posible y expulsar lo más rápido y profundo hasta ya no poder sacar más aire de los pulmones la señal respiratoria deberá ser analizada en función de los parámetros normales y las anomalías estudiadas en el capítulo 1.

Visualizar y anotar los resultados: Los datos y resultados se visualizaran en la pantalla LCD y el teléfono celular. En caso de presentar alguna anomalía sospechosa se puede dar la orden para examen en centros de diagnóstico especializados en salud pulmonar



Figura 90. Interfaces para interpretación de datos. Fuente [Autor]

GLOSARIO

(

- (CI)**
Capacidad inspiratoria
Es la cantidad máxima de aire que podemos inspirar después de finalizar una espiración normal en reposo 27, 33
- (CPT)**
Capacidad Pulmonar Total
Es la cantidad de todo el aire que se encuentra en nuestros pulmones después de realizar una inspiración máxima y profunda. X, 17, 19, 29, 30, 32, 45
- (CVP)**
Capacidad Vital Pulmonar
Es la cantidad máxima de aire que podemos respirar después de realizar una inspiración máxima y profunda. 38
- Capacidad Vital Pulmonar
Es la cantidad máxima de aire que podemos respirar después de realizar una inspiración máxima y profunda. 26, 28, 30, 31, 32, 33, 35
- (epoc)
enfermedad pulmonar obstructiva crónica 34
- (IMC)**
índice de masa corporal 32
- (VC)**
Volumen Corriente
Es la cantidad de aire que inspiramos o espiramos en cada respiración en condiciones de reposo. 17, 26, 27
- (VR)**
Volumen residual
Es la cantidad de aire que se queda en los pulmones después de finalizar una espiración máxima y profunda 19, 27, 29, 30
- (VRE)**
Volumen de reserva espiratorio
Es la cantidad máxima de aire que logramos espirar por debajo del límite inferior del Volumen de Corriente 17, 26, 27, 32, 33
- (VRI)**
Volumen de reserva inspiratorio
Es la cantidad máxima de aire que logramos introducir en nuestros pulmones 17, 26

A

Adaline

Red neuronal similar al perceptron pero esta se puede utilizar como regresor de datos y en aplicaciones con filtros adaptativos	54, 66
antropométricos	
Se denomina antropometría al análisis de las medidas y las proporciones corporales del ser humano	33, 46

C

cifosis	
es la curvatura fisiológica de la columna vertebral en la región dorsal	37
compliance	
Indica falta de recuperación elástica de los pulmones, como ocurre en el enfisema	33
costovertebral	
Las costillas se articulan con la columna vertebral en dos puntos diferentes, constituyendo así dos articulaciones distintas	
articulaciones costovertebrales propiamente dichas y articulación transversocostal.	30
CRF	
capacidad funcional residual	17, 27, 30, 32

D

dendritas	
Son prolongaciones del cuerpo de la neurona y su principal función es recibir los impulsos de otras neuronas y enviarlas hasta el soma de la neurona	51, 52
difusión	
Acción de difundir algo, en este caso es difusión de oxígeno al organismo mediante los pulmones	30
Acción de difundir algo, en este caso es difusión de oxígeno al organismo mediante los pulmones	X

E

enfisema	
Acumulación patológica de aire en los tejidos o en los órganos del cuerpo.	19
escoliosis	
Desviación lateral de la columna vertebral	37
Espirómetro	
Aparato que sirve para medir la capacidad respiratoria de los pulmones.	25
Aparato que sirve para medir la capacidad respiratoria de los pulmones.	IX, 22, 23, 24
estadímetro	
es un dispositivo de pared de medición de altura que se encuentra en los consultorios médicos, entre otros lugares.	18

F

FEM	
flujo espiratorio medio	35
FEP	
flujo espiratorio pico	35
fuelle	
Instrumento que atrapa aire del exterior y lo lanza con fuerza en una dirección.	IX, 20, 21, 23

G

gasometría	
Método de análisis químico que consiste en la medición de los gases desprendidos en las reacciones.	X

H

hiperplano	
En un espacio tridimensional, un hiperplano es un plano corriente divide el espacio en dos mitades. Este concepto también puede ser aplicado a espacios de cuatro dimensiones y más, donde estos objetos divisores se llaman simplemente hiperplanos, ya que la finalidad de esta nomenclatura es la de relacionar la geometría con el plano.	53
hiperventilación	
es una respiración rápida o profunda que puede ocurrir con ansiedad o pánico. También se denomina hiperrespiración y puede dejar a la persona con una sensación de falta de aliento.	39, 40, 42
hipoventilación	
La hipoventilación es una respiración demasiado superficial o demasiado lenta que no satisface las necesidades del cuerpo. Si una persona se hipoventila, el nivel de dióxido de carbono en el cuerpo se eleva	39

I

ITGV	
volumen de gas intratorácico	49

M

miocardio	
Parte muscular del corazón	19

N

neumotórax	
Es la entrada de aire en el espacio interpleural entre la pleura visceral y la parietal que ocasiona un colapso pulmonar.	19

O

Ocluir	
Cerrar un conducto del cuerpo con algo que lo obstruya, o un orificio de modo que no se pueda abrir naturalmente.	48

P

pads	
Superficie generalmente circular o cuadrada de cobre que se encuentra alrededor de un agujero en una placa de circuito impreso o PCB	60
Perceptron	
Es el modelo matemático más simple de una neurona biológica, es un tipo de red neuronal artificial y funciona como clasificador	53
PFR	
ruebas de función respiratoria	X

pletismografía
es un método basado en la medición de cambios de presión y volumen que se utiliza para medir parámetros orientados al diagnóstico de enfermedades pulmonares o cardiovasculares X, 17

potenciómetro
Componente electrónico que varía su resistencia en función de la rotación de una perilla reguladora IX

Q

quimógrafo
El método de registro gráfico consiste en transmitir los movimientos que resultan de los fenómenos fisiológicos, por medio de palancas u otros dispositivos. 20

R

raquis
En anatomía representa la Columna vertebral. 37
En anatomía representa la Columna vertebral. 37

regresor
es un modelo matemático usado para aproximar la relación de dependencia entre una variable dependiente Y, las variables independientes Xi y un término aleatorio 58, 67

retropropagación
consiste en propagar el error hacia atrás, es decir, de la capa de salida hacia la capa de entrada 55

S

sensores
Dispositivos que captan magnitudes físicas (variaciones de luz, temperatura, sonido, etc.) u otras alteraciones de su entorno. 18, 24, 47, 50, 56

sinapsis
Región de comunicación entre la neurita o prolongación citoplasmática de una neurona y las dendritas o el cuerpo de otra. 51, 52

sRaw
resistencia específica de la vía aérea 17, 50

T

Transductores
Dispositivos que tienen la misión de recibir energía de una naturaleza eléctrica, mecánica, acústica, etc., y suministrar otra energía de diferente naturaleza, pero de características dependientes de la que recibió. 18

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] DocenciaNacional.com, “Sistema Respiratorio,” *Biblioteca de Investigaciones*, 05-Feb-2011. [Online]. Available: <https://bibliotecadeinvestigaciones.wordpress.com/biologia/sistemas-y-aparatos-del-cuerpo-humano/sistema-respiratorio/>. [Accessed: 22-Jun-2017].
- [2] Educantabria, “Partes del aparato respiratorio,” 23-Jun-2017. [Online]. Available: https://www.educantabria.es/docs/Digitales/Primaria/Cono_3_ciclo/CONTENIDOS/CUERPO%20HUMANO/DEFINITIVO%20RESPIRATORIO/Publicar/page4.html. [Accessed: 23-Jun-2017].
- [3] “Etimología de pletismógrafo.” [Online]. Available: <http://etimologias.dechile.net/?pletismo.grafo>. [Accessed: 06-Oct-2017].
- [4] “Pletismografía: MedlinePlus enciclopedia médica ilustración.” [Online]. Available: https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/9748.htm. [Accessed: 06-Oct-2017].
- [5] Selene Guerrero-Zúñiga, Juan Carlos Vázquez-García, and Laura Gochicoa-Rangel, “Pletismografía corporal: recomendaciones y procedimiento,” *Neumol Cir Torax*, vol. 75, no. 4, p. 12, Oct. 2016.
- [6] M. Solange Caussade, “Espirometría y pletismografía en niños escolares y adolescentes,” *Neumol. Pediatr.*, vol. 1, no. 1, p. 5, Jan. 2006.
- [7] M. Linares P., I. Sánchez D., R. Corrales V., A. Díaz C., E. C., and A. María, “Pruebas de función pulmonar en el niño,” *Rev. Chil. Pediatría*, vol. 71, no. 3, pp. 228–242, May 2000.
- [8] Claudia Vargas-Domínguez *et al.*, “Pruebas de función respiratoria, ¿cuál y a quién?,” *Dep. Fisiol. Respir. Inst. Nac. Enfermedades Respir. Ismael Cosío Villegas México F*, vol. 70, no. 2, p. 17, Apr. 2011.

- [9] P. Casan Clarà, “LA ESPIROMETRÍA EN LA PRÁCTICA MÉDICA,” *Dep. Neumol. Hosp. St. Creu St. Pau Fac. Med. UAB Barc.*, vol. XX, no. 96, pp. 347–352, 2003.
- [10] L. T.-B. Rosaura Esperanza Benítez, R. P.-P. Rodrigo Francisco Del-Río-Hidalgo, M. S.-C. Juan Carlos Vázquez, and L. G.-R. Silvia Cid-Juárez, “Espirometría: recomendaciones y procedimiento,” *Inst. Nac. Enfermedades Respir. Ismael Cosío Villegas Ciudad México*, vol. 75, no. 2:173-190, pp. 173–190, Jun. 2016.
- [11] F. B. Jordi Giner, “Curso de espirometría,” *SlidePlayer*, 06-Jul-2015. [Online]. Available: https://googleads.g.doubleclick.net/pagead/html/r20171129/r20170110/zrt_lookup.html#. [Accessed: 04-Dec-2017].
- [12] “Bioquímica y Fisiología humana: Volúmenes y capacidades pulmonares,” *Bioquímica y Fisiología humana*. [Online]. Available: <http://www.bioquimicayfisiologia.com/2014/08/volumenes-y-capacidades-pulmonares.html>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [13] “13.1. Formulaciones y nomogramas en Urgencias, Emergencias y Cuidados Intensivos.” [Online]. Available: <http://tratado.uninet.edu/c1301i.html>. [Accessed: 02-Oct-2017].
- [14] M. Gutiérrez C, G. Valdivia C, L. Villarroel D, G. Contreras T, C. Cartagena S, and C. Lisboa B, “Proposición de nuevas ecuaciones para calcular valores espirométricos de referencia en población chilena adulta: Sociedad Chilena de Enfermedades Respiratorias (SER),” *Rev. Médica Chile*, vol. 142, no. 2, pp. 143–152, Feb. 2014.
- [15] M. C. Valenza *et al.*, “La función pulmonar, factores físicos que la determinan y su importancia para el fisioterapeuta,” *Rev. Iberoam. Fisioter. Kinesiol.*, pp. 83–89.
- [16] C. Lisboa, A. Leiva, R. Pinochet, P. Repetto, G. Borzone, and O. Díaz, “Valores de referencia de la capacidad inspiratoria en sujetos sanos no fumadores mayores de 50 años,” *Arch. Bronconeumol.*, vol. 43, no. 9, pp. 485–489, Sep. 2007.
- [17] J. M. Samet, “Los riesgos del tabaquismo activo y pasivo,” *Salud Pública México*, vol. 44, pp. s144–s160, Jan. 2002.
- [18] “El tabaquismo y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica - Enfermedades,” *Consejos de exfumadores*. [Online]. Available: <http://www.cdc.gov/tobacco/campaign/tips/spanish/enfermedades/tabaquismo-enfermedad-pulmonar-obstructiva-cronica.html>. [Accessed: 04-Oct-2017].
- [19] E. M.-L. Paula Andrea Díaz, “Tabaquismo y disminución de la función pulmonar en hombres y mujeres adultos,” vol. 1, p. 14.

- [20] Avda Champagnat, “Medición de Ritmo cardiaco y capacidad vital.” [Online]. Available: http://champagnatsalamanca.maristascompostela.org/auladeciencias/revista/7/rcardiaco_c_vital.htm. [Accessed: 05-Oct-2017].
- [21] G. Guzmán and R. E, “Valoración Médico Deportiva: Aspectos Biopsicosociales relacionados con las Actividades Físicas y Deportivas en Niños y Adolescentes,” *Rev. Clínica Med. Fam.*, vol. 3, no. 3, pp. 192–200, Oct. 2010.
- [22] D. Banquells, M. R. and P. Galilea, P.A V. .. Riera, “Valores espirométricos de referencia para los individuos practicantes de deportes acuáticos de alto nivel,” http://apps.wl.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pident_articulo=13105475&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=277&ty=35&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=277v31n121a13105475pdf001.pdf&anuncioPdf=ERROR_publici_pdf. [Online]. Available: http://apps.wl.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pident_articulo=13105475&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=277&ty=35&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=277v31n121a13105475pdf001.pdf&anuncioPdf=ERROR_publici_pdf. [Accessed: 04-Oct-2017].
- [23] Guardavidas.org, “Respiración frecuencia ritmo y valores normales en adultos e infantes,” *Guardavidas y Primeros Auxilios de Socorristas*, 23-Jan-2010. [Online]. Available: <http://www.guardavidas.org/respiracion-frecuencia-ritmo-y-valores-normales-en-adultos-e-infantes/>. [Accessed: 12-Oct-2017].
- [24] Empendium, “Respiración, alteraciones.” [Online]. Available: <http://www.mp.pl/social/chapter/B34.I.1.24>. [Accessed: 13-Oct-2017].
- [25] A. González-Garay, “Actualidades sobre la taquipnea transitoria del recién nacido,” *Acta Pediátrica México*, vol. 32, no. 2, pp. 128–129, Jul. 2014.
- [26] A. M. L. P. Juan Jesus Huaccho Rojas and R. E. M. A. Evelyn Sally Cavero Aguilar, “Efectos Sobre la Temperatura, Frecuencia Respiratoria, Frecuencia Cardiaca y el Electrocardiograma del Maytenus Macrocarpa,” p. 6.
- [27] E. Farrero *et al.*, “Normativa sobre el manejo de las complicaciones respiratorias de los pacientes con enfermedad neuromuscular,” *Arch. Bronconeumol.*, vol. 49, no. 7, pp. 306–313, Jul. 2013.
- [28] A. Estrada, M. Guadalupe, G. Guillén, and M. de Lourdes, “Diferencias en calidad de vida de pacientes hospitalizados con EPOC y asma,” *Rev. Inst. Nac. Enfermedades Respir.*, vol. 19, no. 4, pp. 272–275, Dec. 2006.

- [29] A. J. Anthony, A. E. Cohn, and J. M. Steele, "STUDIES ON CHEYNE-STOKES RESPIRATION," *J. Clin. Invest.*, vol. 11, no. 6, pp. 1321–1341, Nov. 1932.
- [30] K. C. Bilchick and R. A. Wise, "Paradoxical physical findings described by Kussmaul: pulsus paradoxus and Kussmaul's sign," *The Lancet*, vol. 359, no. 9321, pp. 1940–1942, Jun. 2002.
- [31] J. S. S. D. Ricardo Flores Hernández, G. P. M. Enrique Antonio Martínez Rodríguez, and V. C. S. Juan Marcelo Huanca Pacaje, "Respiración de Biot. Fracaso de la extubación," *Imágenes En Med.*, no. Med Crit 2016;30(5):347-350, p. 3.
- [32] M. Gutiérrez C *et al.*, "Espirometría: Manual de procedimientos. Sociedad Chilena de Enfermedades Respiratorias, 2006," *Rev. Chil. Enfermedades Respir.*, vol. 23, no. 1, pp. 31–42, Mar. 2007.
- [33] G. R. de Á. C. Jaime González Rey and R. T. César Rodríguez Estévez, "Las 4 reglas de la espirometría," *Habilidaddes En Ter.*, vol. 20, no. 7, p. 43, 2013.
- [34] D. S. L. C. Dr. Nicolás Cobos Barroso and Dr. Conrado Reverté Bover, "Exploración funcional respiratoria," *Protoc. Diagnóstico Ter. AEP Neumol.*, no. 3, pp. 41–70, 2008.
- [35] J. L. L.-C. B. A. Arnedillo Muñoz, and C. García Polo, "Exploración funcional II. Volúmenes pulmonares, resistencias, difusión, presiones musculares, distensibilidad," no. 7, pp. 85–93, 2010.
- [36] I. de Mir Messa, O. Sardón Prado, H. Larramona, A. Salcedo Posadas, and J. R. Villa Asensi, "Body plethysmography (i): Standardisation and quality criteria," *An. Pediatria Engl. Ed.*, vol. 83, no. 2, p. 136.e1-136.e7, Aug. 2015.
- [37] S. C. América Morales, "Fundamentos y Aplicaciones de los Sensores Virtuales," *Simp. Metrol. 2008*, vol. 1, no. 1, p. 7.
- [38] C. J. Tablada and G. A. Torres, "Redes Neuronales Artificiales," *Rev. Educ. Matemática*, vol. 24, no. 3, 2009.
- [39] J. M. Lizarazo Marriaga and J. G. Gómez Cortés, "Desarrollo de un modelo de redes neuronales artificiales para predecir la resistencia a la compresión y la resistividad eléctrica del concreto," *Ing. E Investig.*, vol. 27, no. 1, 2007.
- [40] DEPARTAMENTO LENGUAJES Y CIENCIAS DE LA COMPUTACIÓ, "El perceptorn Simple." 2012.
- [41] D. López, "INTELIGENCIA ARTIFICIAL: RED ADALINE," *INTELIGENCIA ARTIFICIAL*, 08-Jul-2015. [Online]. Available: <http://dianainteligenciaartificial.blogspot.com/2015/07/red-adaline.html>.

- [42] C. E. C. V. Jose Fernando Perlaza' Orduz, "La red neuronal BackPropagation como interpolador," *Cent. Int. Agric. Trop. CIAT*, vol. 2, p. 3, 2010.
- [43] Marco Antonio Valencia Reyes, Cornelio Yáñez Márquez, and Luis Pastor Sánchez Fernández, "Algoritmo Backpropagation para Redes Neuronales: conceptos y aplicaciones," vol. 125, no. 1, p. 12, 2006.
- [44] Ricardo Alfredo Rojas, *Sistemas de costos un proceso para su implementacion*, 1st ed. UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA SEDE MANIZALES, 2007.
- [45] Jairo Orozco Torres, "LA CONTABILIDAD DE COSTOS." .
- [46] Juan Carlos Vazquez, *Costos para la toma de decisiones unidad 5*, Editorial AGUILAR. .