



Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito  
Maestría en Ingeniería Electrónica

Trabajo de grado  
Prototipo de monitor de flujo respiratorio para uso  
experimental en el estudio de índices de extubación

Presentado por:  
Cesar Alexander Bonilla Hernández

Trabajo de Grado para optar por el título de Magister en  
Ingeniería Electrónica

Tutor:  
Ing. Javier Alberto Chaparro Preciado



*Dedicado a mis padres  
y a mi hermana que  
me apoyaron incondicionalmente.*



# Agradecimientos

*Agradezco a Dios y a la Virgen por haber sido mi guía y por haberme iluminado en el camino que recorrí.*

*A mi tutor, el ingeniero Javier Chaparro Preciado por su dedicación, compromiso al momento de orientar mi trabajo y por su paciencia. A mis padres, a mi hermana que fueron mi apoyo, los que me ayudaron en la construcción y me apoyaron para buscar nuevos caminos cuando las cosas fallaban.*

*Al profesor Fabio Urrea Peña, al ingeniero Gerardo Ospina Hernández, a los doctores Andrés Olaya Acosta y William Gómez Bonilla, quienes de una u otra forma me han apoyado en el proceso tanto de construcción como de escritura de mi trabajo de grado, dándome sus opiniones. Y las demás personas que estuvieron apoyándome en el proceso.*



# Contents

<b>LISTA DE FIGURAS</b>	<b>IX</b>
<b>LISTA DE TABLAS</b>	<b>XIII</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>1 OBJETIVO</b>	<b>3</b>
1.1 Problemática . . . . .	3
1.2 Objetivo General . . . . .	5
1.3 Objetivos Específicos . . . . .	6
<b>2 MECÁNICA RESPIRATORIA</b>	<b>7</b>
2.1 Sistema Respiratorio . . . . .	7
2.1.1 Vías aéreas . . . . .	7
2.1.2 Unidad respiratoria . . . . .	9
2.2 Ventilación . . . . .	10
2.2.1 Músculos que actúan en el proceso respiratorio . . . . .	10
2.2.2 Resistencia de vías aéreas . . . . .	12
2.2.3 Dinámica del ciclo respiratorio . . . . .	13
<b>3 HARDWARE Y SOFTWARE</b>	<b>15</b>
3.1 Hardware . . . . .	15
3.1.1 Sensor de flujo . . . . .	16
3.1.2 Conversor Análogo Digital (ADC) . . . . .	18
3.1.3 Microcontrolador . . . . .	21
3.1.4 Filtros . . . . .	23
3.1.5 Transferencia de datos . . . . .	28
3.2 Software . . . . .	29

3.2.1	Casos de uso . . . . .	29
3.2.2	Diagrama de Clases . . . . .	31
3.2.3	Diagramas de secuencia . . . . .	35
<b>4</b>	<b>CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA</b>	<b>39</b>
4.1	Frecuencia Respiratoria (RR) . . . . .	39
4.2	Tiempo de Espiración (TE) . . . . .	40
4.3	Tiempo de Inspiración (TI) . . . . .	42
4.4	Volumen tidal (VT) . . . . .	43
4.5	Índice de extubación . . . . .	46
4.6	Calibración . . . . .	50
4.7	La prueba de hipótesis . . . . .	52
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>53</b>
5.1	Hardware . . . . .	53
5.2	Software . . . . .	55
5.3	Pruebas . . . . .	62
<b>6</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>65</b>
<b>7</b>	<b>TRABAJOS FUTUROS</b>	<b>67</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>68</b>
A	Dispositivos móviles	75
B	Generalidades de programación	79
C	Interferencia electromagnética	87
D	Datos Obtenidos	89
E	Manual del usuario	95



# List of Figures

2.1	Flujo de aire a través del sistema. Adaptada de <a href="http://www.escuelapedia.com/sistema-respiratorio/">http://www.escuelapedia.com/sistema-respiratorio/</a> . . . . .	8
2.2	Grafica de volumen, presión atmosférica y presión alveolar. Adaptada de <a href="http://www.facmed.unam.mx/deptos/anatomia/computo/pulmon/FISIOLOGIA.htm">http://www.facmed.unam.mx/deptos/anatomia/computo/pulmon/FISIOLOGIA.htm</a> [1] . . . . .	11
2.3	Gráfica del ciclo respiratorio de una persona en respiración normal. Adaptada de Fisiología Humana [2] . . . . .	14
3.1	Diagrama de bloques del proyecto. . . . .	15
3.2	Medidor de turbina. Adaptado de <a href="http://webdelprofesor.ula.ve/ingenieria/djean/index_archivos/INST_Flujo_medidoresflujovolumetrico/turbina.html">http://webdelprofesor.ula.ve/ingenieria/djean/index_archivos/INST_Flujo_medidoresflujovolumetrico/turbina.html</a> [3] . . . . .	17
3.3	Se observan varios tipos de sensores diferenciales a) Orificio, b) Cánula, c) Venturi y d) Bernoulli . Adaptado de <a href="http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/dominguez_m_ni/portada.html">http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/dominguez_m_ni/portada.html</a> y <a href="http://cb108fisica2.jimdo.com/3a-unidad/">http://cb108fisica2.jimdo.com/3a-unidad/</a> [4, 5] . . . . .	18
3.4	Sensor de Lilly. Adaptada de <a href="http://www.pftforum.com/blog/pneumotach-accuracy/">http://www.pftforum.com/blog/pneumotach-accuracy/</a> [6] . . . . .	19
3.5	Transductor MPXV5004DP. Adaptada de Sigma Electrónica Ltda[7] . . . . .	19
3.6	Convertor análogo digital de 4 bits comparado con la señal real. Adptada de <a href="http://www2.uca.es/grup-invest/instrument_electro/ppjjgdr/Electronics_Instrum/Electronics_Instrum_Files/temas/T11.CAD.pdf">http://www2.uca.es/grup-invest/instrument_electro/ppjjgdr/Electronics_Instrum/Electronics_Instrum_Files/temas/T11.CAD.pdf</a> [8] . . . . .	20
3.7	Diagrama de amplitudes y frecuencias, variando el orden del filtro. Adaptada de <a href="http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Butterworth">http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Butterworth</a> . . . . .	24
3.8	Diagramas de frecuencia de los tipos de filtro. Adaptado de <a href="http://dc426.4shared.com/doc/qU_Bmwes/preview.html">http://dc426.4shared.com/doc/qU_Bmwes/preview.html</a> . . . . .	25
3.9	Filtro Análogo usado. . . . .	26
3.10	Respuesta del filtro Digital implementado. . . . .	27
3.11	Símbolos de los casos de uso. . . . .	30
3.12	Casos de uso del proyecto. . . . .	30

3.13	Clases y visibilidad. . . . .	31
3.14	Clases de las actividades del Monitor. . . . .	33
3.15	Clase índice, y herencia las demás clases de índices. . . . .	34
3.16	Ciclo de inicio de la aplicación. . . . .	36
3.17	Diagrama de secuencia índice de extubación. . . . .	37
4.1	Señal de flujo respiratorio, las líneas rojas son los cruces por cero con pendiente positiva. . . . .	40
4.2	Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de frecuencia respiratoria. . . . .	41
4.3	Señal de flujo respiratorio, las líneas rojas son los cruces por cero con pendiente positiva, las verdes son de pendiente neg- ativa. . . . .	41
4.4	Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de tiempo de expiración. . . . .	42
4.5	Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de tiempo de inspiración. . . . .	43
4.6	Señal de flujo y volumen respiratorio. . . . .	44
4.7	Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo del volumen tidal. . . . .	45
4.8	Densidad de probabilidad del tiempo de expiración $TE$ . . . . .	48
4.9	Densidad de probabilidad del tiempo total $T_{tol}$ . . . . .	49
4.10	Densidad de probabilidad del tiempo de inspiración $TI$ . . . . .	49
4.11	Densidad de probabilidad del volumen tidal. . . . .	49
4.12	Fragmento de código de variable de calibración. . . . .	51
4.13	Diagrama de bloques para la calibración. . . . .	51
4.14	Grafica de volumen vs tiempo del espirómetro, Spirobank G fabricarte MIR. . . . .	51
5.2	Diagrama de bloques componentes del hardware. . . . .	53
5.1	Monitor de Flujo Respiratorio. . . . .	54
5.3	Sensor de flujo y transductor a señal eléctrica. . . . .	55
5.4	PCB del Monitor de Flujo Respiratorio, Amplificador y filtro. . . . .	56
5.5	PCB del Monitor de Flujo Respiratorio, microcontrolador. . . . .	57
5.6	Conexión de la tablet con el circuito y el sensor. . . . .	58
5.7	Máscara para respirar. . . . .	58
5.8	Pantalla de inicio del software. . . . .	59
5.9	Pantalla primera entrada. . . . .	59

5.10 Creación de usuario root. . . . .	60
5.11 Pantalla de datos del paciente. . . . .	61
5.12 Pantalla del Monitor, donde se muestran los índices respiratorios. . . . .	61
A.1 Diagrama de estados de la aplicación. Fuente: Guía del curso de dispositivos móviles del SENA . . . . .	76
A.2 Diagrama de estados de la aplicación en Android. Adaptada de <a href="http://developer.android.com/intl/es/reference/android/app/Activity.html">http://developer.android.com/intl/es/reference/android/app/Activity.html</a> . . . . .	78
B.1 Como se pone el botón en la interfaz, y como se pone el identificador único (ID) . . . . .	81
B.2 Llamado de los elementos a la clase para realizar las acciones. . . . .	82
B.3 Ejemplo de implementación del clic en el botón. . . . .	82
B.4 Almacenar datos en la memoria interna. . . . .	84
B.5 Leer datos en la memoria interna. . . . .	85
C.1 Penetración de señal según material usado. Adaptada de <a href="http://gluonconleche.blogspot.com/2005_11_01_archive.html">http://gluonconleche.blogspot.com/2005_11_01_archive.html</a> . . . . .	88
E.1 Sensor de flujo y transductor a señal eléctrica. . . . .	95
E.2 Pantalla primera entrada. . . . .	96
E.3 Pantalla para la creación del administrador. . . . .	97
E.4 Pantalla para la recolección de los datos del paciente. . . . .	97
E.5 Pantalla de análisis. . . . .	98



# List of Tables

4.1	Tabla de valores se $\mu$ y $\sigma$ para las funciones de probabilidad. Adaptado de Análisis y clasificación del patrón respiratorio de pacientes en proceso de retirada del ventilador mecánico[9] . . .	48
4.2	Equivalencias entre nombre de variable y su valor . . . . .	50
5.1	Valores hallados de la muestra del Monitor de Flujo Respiratorio.	63
5.2	Valores hallados de la muestra del Espirómetro . . . . .	63
5.3	Valores obtenidos de la prueba de hipótesis . . . . .	63
D.1	Tabla de valores tomados durante la prueba del Monitor de Flujo Respiratorio. . . . .	91
D.2	Tabla de valores tomados durante la prueba del espirómetro. .	92



# INTRODUCCIÓN

Los médicos actualmente se enfrentan a uno de los procesos más complicados dentro de esta rama de la ciencia, debido a que la recuperación de los pacientes muchas veces es medida por la capacidad respiratoria propia de cada individuo, convirtiéndose en un factor de alto riesgo para las personas que se encuentran en las unidades de cuidados intensivos, razón por la cual este trabajo propone un prototipo de Monitor de Flujo Respiratorio, que permita a los médicos medir la capacidad respiratoria de cada uno de los pacientes, para poder realizar el proceso de extubación con el menor riesgo posible para la vida de los mismos.

Con el avance en la investigación se propone el diseño de un prototipo de monitor de flujo respiratorio para pruebas de índices de extubación, que genere criterios para la evaluación de índices, durante el proceso, por el método de prueba de tubo en T, ayudando al médico en la toma de decisiones.

Para la elaboración de este prototipo de Monitor de Flujo Respiratorio para pruebas de respiración instantánea, se tuvo en cuenta dos fases, la primera, la adecuación de la señal por medio de Hardware, dando como resultado una PCB (Circuito impreso, del inglés Printed Circuit Board ); en la segunda etapa se desarrolló un Software, que realiza el procesamiento de la señal, en este se implementa un índice de extubación y se deja abierta la posibilidad de la implementación de nuevos índices en trabajos futuros.

Este trabajo permite ver como una herramienta originada desde la ingeniería da la oportunidad de tomar una decisión rápida sin exponer al paciente a la hipoxemia.





# Chapter 1

## OBJETIVO

### 1.1 Problemática

El sistema respiratorio es el encargado del intercambio de gases con el medio, llevando el aire a través de las vías respiratorias hasta los alvéolos, en donde, por el diferencial de presión, obliga al intercambio del oxígeno y el dióxido de carbono( $CO_2$ ).

En algunas ocasiones sucede que, por diversas circunstancias, el sistema falla o su función es insuficiente en el intercambio de gases, lo que hace que la persona requiera ayuda en este proceso. Pero al terminar la recuperación de la falla la persona debe recuperar su forma habitual de respirar por sí misma, sin ayuda de un medio externo.[10]

Durante el proceso de recuperación de un paciente en la unidad de cuidados intensivos (UCI), a donde ha llegado por múltiples enfermedades entre las que se encuentra la deficiencia respiratoria. La persona necesita de ventilación mecánica por las enfermedades asociadas al proceso respiratorio, por ejemplo, la insuficiencia respiratoria aguda, el coma, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, los trastornos neuromusculares, que incluyen dificultad respiratoria aguda e insuficiencia cardiaca. El objetivo de la ventilación mecánica es reducir el trabajo respiratorio para minimizar la acidosis progresiva y la hipoxemia.[10]

El paciente, al superar la patología que lo llevó a la UCI y sus parámetros

comienzan a comportarse de una forma normal, se debe realizar un proceso de desconexión del ventilador conocido como destete o weaning. Estos parámetros son tomados antes de iniciar las pruebas de respiración espontánea, como criterios iniciales para la retirada del ventilador. Algunos de estos criterios son: recuperación de la fase aguda de la enfermedad, ausencia de sedación, temperatura corporal, estabilidad hemodinámica, hemoglobina; criterios ventilatorios como: oxigenación, frecuencia respiratoria, volumen corriente, entre otros, pero no son los únicos que garantizan el weaning exitoso. También es necesario evaluar parámetros radiológicos, mecánico-pulmonares, gasométricos, neurológicos, hemodinámicos y nutricionales.[10, 11]

Luego de tomada la decisión de realizar el destete, se deben considerar distintos métodos para ello, entre los que se encuentran: la ventilación asistida y tubo en T, CPAP (presión positiva continua de las vías respiratorias) y flow-by (flujo continuo), SIMV (Ventilación mandatoria intermitente sincronizada), PSV (Ventilación con presión de soporte),  $CO_2MV$  o combinación de ellos. Donde cerca del 70% de los pacientes pueden desconectarse por la prueba de respiración espontánea de tubo en T.[11]

El método de CPAP mantiene la presión positiva en las vías aéreas, durante el destete, se tiene como ventaja, el prevenir las atelectasias por bajos volúmenes de aire, y mantiene conectado al paciente a los sistemas de alarma. Pero una de las desventajas es la alta resistencia de las válvulas y el tiempo que tardan en accionarse; para corregir esto se crea un sistema de flujo continuo denominado flow-by.[11]

En el método de SIMV va bajando la frecuencia con la que se ventila al paciente; se recomienda que sea de 4X en 4X en adultos, con parámetros de  $FiO_2$  (fracción inspiratoria de  $O_2$ ) menores o iguales a 0.5 y requerimiento de PEEP (Presión positiva al final de la expiración) bajo ( $5\text{ cmH}_2O$ ). Además de ir bajando la frecuencia, se sube la  $Fio_2$  en un 10 por ciento. El método de ventilación mecánica con presión de soporte, que instaura la presión en la cual se encuentre la frecuencia respiratoria adecuada, generalmente  $20\text{ cmH}_2O$  y se comienza a reducir revisando los signos clínicos que indiquen la ineficacia de la PSV. En caso de no pasar, se reduce hasta 5 u 8  $\text{cmH}_2O$ . En la mayoría de los procedimientos, se recomienda que el paciente tenga un período en el cual esté en tubo en T. [11].

La prueba de respiración espontánea por el método de tubo en T se retira el ventilador y se pone una pieza la cual permite dejar paso para el aire en la espiración y al estar conectado al modificador de  $O_2$  para suplir el requerimiento de oxígeno del paciente durante el proceso. La prueba puede durar entre 30 min y 120 min tiempo que el paciente debe estar acompañado por el personal médico.[12, 11], aunque es uno de los métodos más utilizados, pero *“su principal desventaja es la desconexión de los sistemas de alarma del ventilador”* [11]. El personal médico debe estar pendiente del paciente todo el tiempo durante el procedimiento, lo que hace que el procedimiento sea subjetivo, en el sentido de que cambia según la experiencia de cada médico y del personal médico durante el tiempo que el paciente este en la prueba de tubo en T; además, los diferentes sensores para la medición de flujo y presión respiratoria están montados sobre los ventiladores, y son desconectados en el momento del destete, como se indica en los manuales de mantenimiento de los equipos, siendo riesgoso el procedimiento para el paciente.

Los índices que se usan durante el proceso de extubación son evaluados antes de iniciar la prueba de respiración espontánea de tubo en T, lo que hace que sea un proceso dependiente del médico. Aunque las investigaciones actuales proponen nuevos índices, enfocados en el flujo respiratorio para ser evaluados durante el proceso de extubación (prueba tubo en T). Pero al no tener un escenario en el cual se puedan realizar las pruebas, los índices pierden importancia para el médico.

## 1.2 Objetivo General

Desarrollar un prototipo de Monitor de Flujo Respiratorio que facilite el análisis del patrón respiratorio de pacientes en proceso de extubación mediante prueba de tubo en T, que permita evaluar índices cuantitativos basados en el procesamiento de la señal de flujo respiratorio, y oriente al médico en la toma de decisiones.

### 1.3 Objetivos Específicos

- Diseño del hardware para adecuación de la señal de flujo respiratorio y entrega al procesador.
- Desarrollo del software para recepción y visualización.
- Construcción del prototipo de Monitor de Flujo Respiratorio.
- Prueba y calibración del prototipo de mMonitor.

# Chapter 2

## MECÁNICA RESPIRATORIA

### 2.1 Sistema Respiratorio

El sistema respiratorio es el encargado del intercambio gaseoso con el medio, conformado por un conjunto de órganos que realizan esta función, como se muestra en la Figura 2.1, donde se observa el camino que sigue el aire. Los órganos que lo conforman son las vías aéreas y los pulmones donde se encuentran las unidades respiratorias, los alveolos.[13, 14]. A continuación se realizara una breve descripción de estos.

#### 2.1.1 Vías aéreas

Las vías aéreas son las encargadas de llevar el aire a las unidades respiratorias. Se dividen en dos partes: la vía aérea superior y la vía aérea inferior.

##### Vía aérea superior

La vía aérea superior está compuesta por la nariz, y la faringe. La nariz filtra, humifica y calienta el aire que a su vez, se divide en fosa nasal superior y la principal. La primera comprende desde los orificios externos y los cornetes; posee la menor área trasversal. La segunda, desde los cornetes hasta el final del tabique nasal. Esta sección se encuentra recubierta de mucosa, lo que favorece el calentamiento y la humificación. Debajo de los cornetes se encuentran los senos paranasales, que son cavidades huecas, para la producción de moco hacia la cavidad nasal y la resonancia en la producción de algunos

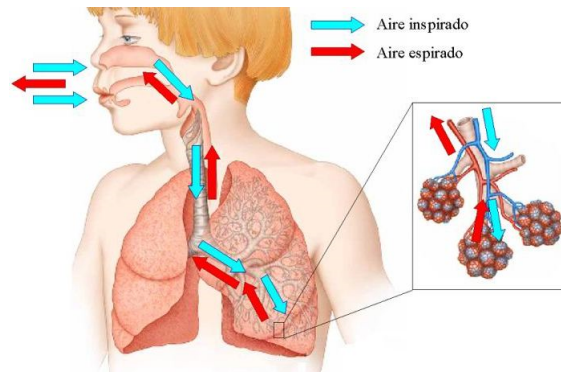


Figure 2.1: Flujo de aire a través del sistema. Adaptada de <http://www.escuelapedia.com/sistema-respiratorio/>

sonidos.

La faringe se divide en tres partes, a saber: la epifaringe, la mesofaringe y la hipofaringe. La epifaringe está ubicada, en la parte posterior de la cavidad nasal y superior con respecto al paladar blando; la mesofaringe se localiza entre el paladar blando y la base de la lengua y es el punto de encuentro entre la cavidad nasal y la oral. La hipofaringe es el espacio entre la base de la lengua y la entrada al esófago. [14, 15, 16]

En la literatura se encuentra dividida en cuanto a la ubicación de la laringe como vía aérea superior o inferior. Teniendo que la laringe, ubicada entre la base de la lengua y el extremo superior de la tráquea, es el principal órgano de fonación y su importancia está en la función de protección en la aspiración de sólidos. En la parte superior de la laringe, se encuentra la epiglotis, que es una estructura fibrocartilaginosa que desvía lateralmente el bolo alimenticio; debajo de la epiglotis, se encuentra la glotis que está entre las cuerdas vocales falsas y las verdaderas, las cuales se yuxtaponen durante la deglución, se abren durante la inspiración y tienden a cerrar durante la espiración.[2, 17]

### Vía aérea inferior

Está compuesta por el árbol bronquial y la ramificación bronquial. El árbol bronquial, tiene como función llevar el aire a las unidades respiratorias ter-

minales. Se distinguen dos grandes secciones: una de conducción y la otra de respiración. La primera está formada por vías cartilagosas y no cartilagosas, siendo las vías cartilagosas, la tráquea, y los bronquios las no cartilagosas son los bronquiolos.

La tráquea se encuentra entre el cartílago cricoideo y la carina, mide entre 11 y 13 cm y tiene un diámetro de 2.5 a 3.5cm. Está constituida por cartílagos en forma de herradura, abiertos en la parte posterior que se encuentra cerrada por el músculo traqueal. La tráquea, por su ubicación, consta de una parte que está fuera de la caja torácica y la otra dentro; esta parte está abierta por la presión intrapleurales, mientras que la que está por fuera se mantiene abierta por estar fijada al anillo cricoideo. Al terminar, la traquea se bifurca en dos: los bronquios principales, los cuales están formados por cartílagos en figura de herradura, el derecho más corto y ancho que el izquierdo.

La ramificación bronquial se produce por dicotomía, con distintos diámetros y longitudes; esta división comienza en los bronquios principales, y cada vez que se divide da origen a una generación nueva; son 23 generaciones, de las cuales 16 son zonas de conducción que abarcan desde la tráquea hasta los bronquios terminales. Estas zonas de conducción empiezan con unos anillos cartilagosos y a medida que se van dividiendo, van reduciendo el tamaño, persistiendo solo algunas placas cartilagosas. Desde la décima generación las vías aéreas no son cartilagosas y se mantiene abierta por la acción de los septos alveolares.

A partir de la décimo sexta generación la constitución de las paredes cambia teniendo de manera parcial o total el epitelio alveolar, lo que hace que haya intercambio gaseoso. En esta sección no se conoce el número de generaciones pero se distinguen los bronquiolos respiratorios, los conductos alveolares y los sacos alveolares. Los bronquiolos y los sacos alveolares se distinguen porque, a pesar de tener el mismo epitelio, los sacos no tienen divisiones mientras que los bronquiolos sí. [18, 14]

### 2.1.2 Unidad respiratoria

La unidad respiratoria consta de segmentos de la vía aérea, situados distalmente al bronquiolo terminal y los vasos arteriales y los venosos. Entre estas unidades no existen ninguna barrera anatómica, cuando se encuentran

adyacentes. Al estar reunidas de 3 a 5 unidades constituyen un lobulillo o lóbulo secundario, que se encuentra delimitado en forma parcial por tejido conjuntivo.

Los elementos básicos de las unidades respiratorias terminales son los alveolos, los cuales tiene un diámetro promedio de  $27\mu m$ , y existen unos 300 millones de ellos, con un área aproximada de 100 a 140  $m^2$ . Alrededor de los alveolos se encuentran los capilares que por cada alveolo se estima que lo rodean 2000 segmentos de éstos. Entre los alveolos hay canales para permitir el paso del aire del uno al otro en caso en que estén obstruidos por alguna razón. Uno de estos canales es el canal de Lambert y los poros de Köh. Estos últimos tienen un diámetro de unos 6 a 12  $\mu m$ . [19, 2]

## 2.2 Ventilación

La ventilación pulmonar es la fase de la respiración caracterizada por la entrada y salida del aire al sistema respiratorio, por medio de la distención y contracción de la caja torácica, lo cual causa un cambio en el volumen de los pulmones. Al distenderse la caja torácica, la presión desciende por debajo de la presión atmosférica y luego, en el momento que la caja torácica baja su volumen, la presión al interior aumenta y sobrepasa la presión atmosférica, haciendo que el aire salga del cuerpo. Este proceso se puede ver en la Figura 2.2. [15]

### 2.2.1 Músculos que actúan en el proceso respiratorio

#### Inspiración

Al contraerse y expandirse la caja torácica trae como consecuencia la inspiración y la espiración. La inspiración es un proceso activo, en el cual intervienen varios músculos; el principal de ellos, el diafragma, cuyo perímetro esta insertado en las costillas inferiores; se inicia en el tendón central, que tiene forma de cúpula. El diafragma al contraerse empuja la caja torácica hacia arriba y a las vísceras abdominales hacia abajo. Este movimiento aumenta la dimensión vertical de la caja torácica. Pero no sólo genera este



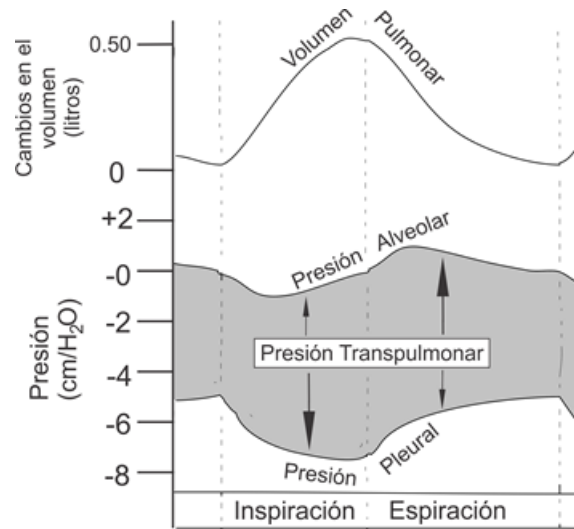


Figure 2.2: Grafica de volumen, presión atmosférica y presión alveolar. Adaptada de <http://www.facmed.unam.mx/deptos/anatomia/computo/pulmon/FISIOLOGIA.htm> [1]

efecto el diafragma, sino que al estar anclado en las costillas y como apenas se pueden comprimir las vísceras abdominales las costillas rotan sobre una articulación costovertebral ocasionando también un cambio en este sentido, afectando la contracción del diafragma en las tres dimensiones. Pero no es el único músculo que interviene en la respiración. También están los intercostales, los escalenos y los esternocleidomastoideos. Los músculos intercostales al realizar la contracción, aproximan las costillas entre sí. Como las costillas superiores, al estar fijadas a la cintura escapular, su movimiento es hacia arriba, y en las costillas inferiores es análogo al del diafragma. Los escalenos, giran hacia arriba las costillas superiores para aumentar el volumen. Los músculos esternocleidomastoideos desplazan el esternón y contribuyen a aumentar el volumen torácico.[14]

En el momento que los músculos se contraen, la presión pleural desciende, como se muestra en la gráfica 2.2, lo que hace que la presión alveolar descienda y de esta forma el aire ingrese al sistema respiratorio.

## Espiración

La espiración es un proceso pasivo, debido a que se produce por la relajación de los músculos inspiratorios, que comprimen la caja torácica y generan una disminución del volumen en la cavidad. En el primer tercio de la espiración se da un grado de contracción de los músculos que va decreciendo hasta anularse, reduciendo los cambios bruscos en el flujo. Durante el flujo espiratorio forzado, los músculos abdominales son los de mayor importancia, debido a que por su contracción el diafragma sube, reduciendo aún más el volumen pulmonar.[20]

Cuando los músculos empiezan a relajarse y disminuyen el volumen, aumentan la presión pleural y también la presión alveolar, como se ve en la Figura 2.2, lo que permite la salida del aire del sistema respiratorio.

### 2.2.2 Resistencia de vías aéreas

Para poder realizar el análisis del flujo de aire en el complejo sistema, se modelan las vías aéreas como tubos cilíndricos rígidos, en los cuales se debe tener una diferencia de presión ( $\Delta P$ ), para que el aire circule contrarrestando la resistencia viscosa. Al ser baja la velocidad del aire, se mueven las moléculas paralelas a la pared del cilindro produciendo un flujo laminar y en estas condiciones la diferencia de presión y el flujo de aire están determinados por la ley de Poiseuille:  $\Delta P = \frac{8\eta l V'}{\pi r^4}$  donde  $r$  es el radio y  $l$  la longitud del tubo y  $\eta$  la viscosidad del gas y  $V'$  es el flujo de aire. Como la resistencia,  $R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$ , reemplazando en la ecuación anterior queda:  $\Delta P = R \cdot V'$ . [2]

A medida que el flujo sube la velocidad, se desorganizan las moléculas, generando un flujo turbulento y no se puede establecer la trayectoria, pero sí se puede estimar la más probable por medio del número de Reynold ( $R_e = \frac{2rv\rho}{\eta}$ ) donde  $\rho$  es la densidad del gas y  $v$  es la velocidad. Al acercarse  $R_e = 2000$ , el flujo pasa de laminar a turbulento; a medida que la geometría de las vías aéreas se vuelve más compleja el flujo tiende a ser turbulento. [2]

Durante la respiración, el aire en la tráquea alcanza una velocidad de varios metros por segundo (m/s) provocando turbulencias. Como la ecuación de continuidad establece que el flujo es constante, pero al bifurcarse aumenta el área transversal dando lugar a una disminución en la velocidad. Este

efecto de flujo laminar después de la tráquea sólo se obtiene cuando es una respiración normal. En los casos que se realiza actividad física, sube la velocidad del aire y con esto la turbulencia puede llegar hasta los bronquios más periféricos o a los alveolos.[2]

### 2.2.3 Dinámica del ciclo respiratorio

La gráfica 2.3, muestra el ciclo respiratorio, de una persona normal y en reposo con un CRF  $2.5L$  y  $R_{aw} = 2cmH_2O$ . El flujo máximo es de  $0.5L/S$  y mínimo de  $-0.5L/S$ , gráfica 2.3a, lo cual que al ser integrado se halla el volumen, que se muestra en la gráfica 2.3b, que comienza en cero y llega a cero debido a que la cantidad de aire que se inspira es la misma que se espira. Además de esto, en la Figura 2.3 se muestran las presiones alveolares, pleural y muscular. Los cambios que estas presiones sufren durante el proceso de respiración, y su influencia, son los encargados de generar el movimiento de los gases dentro del sistema respiratorio.[2]

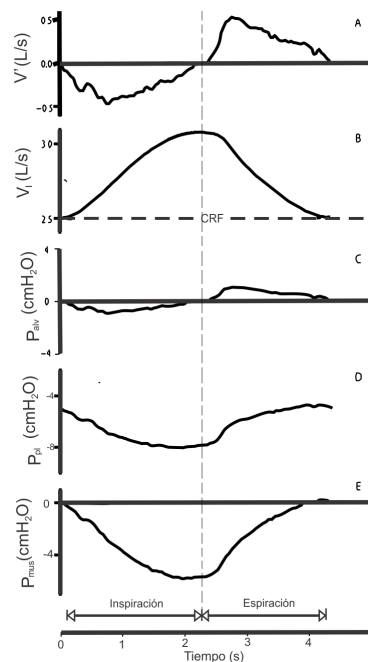


Figure 2.3: Gráfica del ciclo respiratorio de una persona en respiración normal. Adaptada de Fisiología Humana [2]



# Chapter 3

## HARDWARE Y SOFTWARE

En este capítulo se describirán los principios con los cuales se construyó el Monitor de Flujo Respiratorio y donde se muestra el funcionamiento de los mismos dentro del Monitor. En el proyecto se tienen dos partes, una de hardware, en la que está el diseño y construcción del sensor y acondicionamiento para la transmisión de los datos, la otra, que es el software que utilizan los dispositivos, tanto el microprocesador como la Tablet en donde se realiza el procesamiento de los datos y la integración de los índices; los componentes serán explicados en el transcurso de esta sección. En la Figura 3.1 se presenta esquema de las fases que sigue la señal para mostrar los índices y la señal de flujo que se está midiendo.

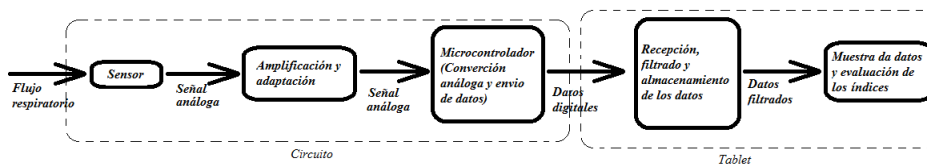


Figure 3.1: Diagrama de bloques del proyecto.

### 3.1 Hardware

Los procesos para convertir la señal de flujo respiratorio (aire) a una señal eléctrica, que luego es codificada para poder ser entendida por un dispositivo

de procesamiento digital. Para empezar con este proceso, se debe convertir la señal de flujo respiratorio en una señal eléctrica, proporcional al flujo que pasa por el conductor; luego a esta señal se le toman muestras en un tiempo definido, se le asigna un valor numérico (a lo que se le llama muestrear la señal), y se empaquetan para poder mandarlas al dispositivo de procesamiento. Al realizarse este proceso, se debe tener en cuenta que el medio tiene ruido, por lo que se busca la forma de atenuarlo por medio de filtros.

El puerto que va a alimentar el circuito tiene una tensión de 5v, un máximo de 250 mA y usa un protocolo de comunicación USB, la conexión con el sensor se realiza por un puerto USB debido a que este tiene sentido y no permite ser conectado en inversa, además debe llevar un filtro pasa baja el cual está diseñado y construido a 30 Hz para evitar ruidos de alta frecuencia del medio y atenuar ruido causado por la red eléctrica, ya que se toma una señal análoga y se pasa a una señal digital, la frecuencia de muestreo debe ser de 250 Hz.

### 3.1.1 Sensor de flujo

Actualmente existen diferentes tipos de sensores de flujo, que pueden construirse de varias maneras; se encuentran los medidores de turbina, por principio de Bernoulli, Orificio, Cánula, Venturi y los sensores neumotacógrafos Fleisch y Lilly.

El sensor de turbina consta de un rotor que se encuentra en medio del elemento a medir; gira cuando hay movimiento en el flujo y es proporcional a la velocidad que lleva el fluido; se mide por reluctancia o inductancia. El primero es cuando se mide la variación del campo magnético sobre un imán colocado en el exterior, que funciona como un circuito magnético, mientras que la inductancia se tiene cuando el material magnético está sobre el rotor. En la Figura 3.2 se muestra cómo está construido un sensor por turbina.[3]

Como se muestra en la Figura 3.2 - B, el transductor eléctrico colocado sobre el borde del conductor. En ésta no aparece la turbina. En la Figura 3.2 - C, se tiene una malla que filtra el fluido para que no tenga ninguna impureza que pueda trabar el sistema. También está la turbina desarmada; allí aparecen las aspas donde el fluido pega y las hace rotar, y las aletas para

mantenerlo en su puesto. Además se puede observar cómo está construido el eje. En la Figura 3.2 – A, se tienen integradas las partes que se explicaron y se ve el sensor que está alineado con las aspas, donde se encuentra el elemento que reconoce el sensor.[3]

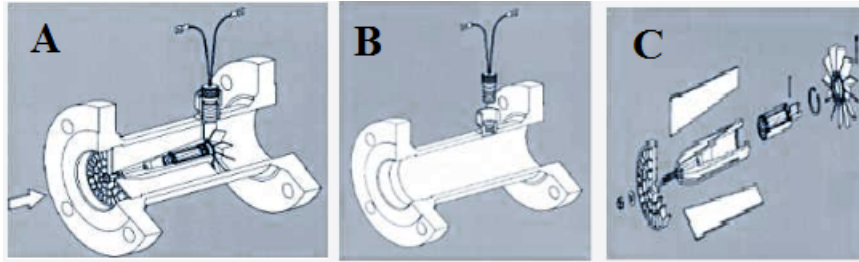


Figure 3.2: Medidor de turbina. Adaptado de [http://webdelprofesor.ula.ve/ingenieria/djean/index\\_archivos/INST\\_Flujo/medidoresflujovolumetrico/turbina.html](http://webdelprofesor.ula.ve/ingenieria/djean/index_archivos/INST_Flujo/medidoresflujovolumetrico/turbina.html)[3]

Al tener un rotor que está en el camino del fluido, es necesario que la presión sobre él sobrepase el rozamiento que tiene el rotor. Además que tiene inercia, al cambiar el flujo de sentido, el nuevo flujo debe detener el rotor y luego girar en el sentido que se desplaza el fluido, haciendo que este efecto se vea reflejado en la medida que se está realizando.

Mientras que los demás sensores utilizan el cambio de presión generado por obstrucciones que encuentra el fluido durante en el recorrido, esta obstrucción se denomina resistencia neumática, algunos, suben la resistencia al reducir el diámetro por el que pasa el fluido. Este es el caso de Bernoulli, Orificio, Cánula y Venturi, teniendo como desventaja que se tiene una sección que aumenta la resistencia respiratoria, como se muestra en la imagen 3.3.

Aunque en los sensores Fleisch y Lilly se genera resistencia en el caso de Fleisch son unos tubos ubicados de forma paralela, de diámetro de 1 o 2 mm. En el sensor Lilly se genera la resistencia por membranas o una si es metálica. Esta se encuentra en un área en la cual, el diámetro es mayor al que tiene la tubería y genera en esta sección una presión diferencial; pero en general la resistencia respiratoria varía poco.[4, 21]

Como se observa en la Figura 3.4 el sensor no solo está compuesto por la

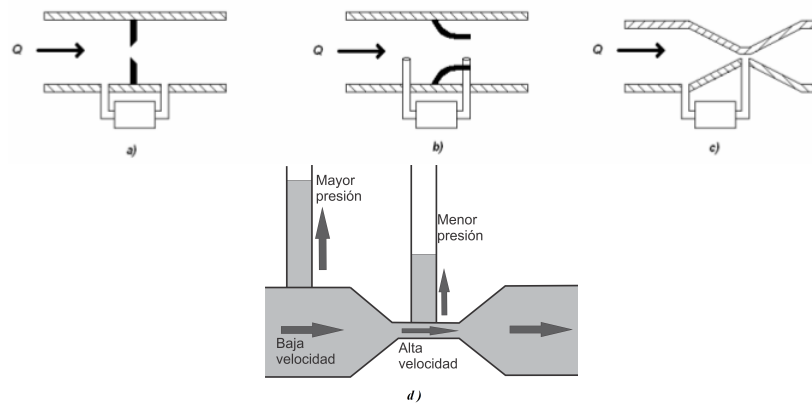


Figure 3.3: Se observan varios tipos de sensores diferenciales a) Orificio, b) Cánula, c) Venturi y d) Bernoulli . Adaptado de [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lem/ dominguez\\_m.ni/portada.html](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/ dominguez_m.ni/portada.html) y <http://cb108fisica2.jimdo.com/3a-unidad/> [4, 5]

parte mecánica sino que también es necesario un dispositivo que transforme la presión diferencial en una señal eléctrica; a esto se la denomina transductor de presión diferencial, ya que el equipo que va a realizar el análisis es un equipo electrónico que sólo reconoce señales eléctricas. Aunque en el mercado se encuentran varios transductores de presión diferencial, el que cumplió con las características requeridas en tensión y corriente, es el MPXV5004DP el cual tiene una salida de 0 a 5V, un rango de 0 a 3.92KPa, además, se encuentra compensado en temperatura para que en el momento en que ésta varíe, la medición no se vea afectada.[7]

### 3.1.2 Conversor Análogo Digital (ADC)

El conversor análogo digital, compara el niveles de tensión y les asigna un valor numérico, este valor se asigna de acuerdo al número de niveles de comparación que tiene el conversor, para esto se utilizan amplificadores operacionales, los cuales se utilizan como comparadores, además, para realizar esta conversión se necesita que el nivel de tensión permanezca constante durante el proceso de conversión. Para esto se utiliza un buffer de entrada, el cual tiene la función de poder mantener la tensión constante durante este tiempo.

Para determinar cuál es la variación de la tensión por nivel, se toma el número de bits que usa el conversor y la tensión total; se divide ésta entre



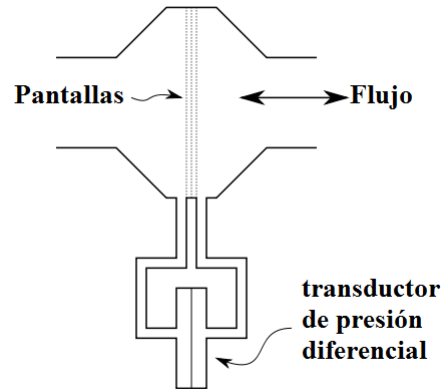


Figure 3.4: Sensor de Lilly. Adaptada de <http://www.pftforum.com/blog/pneumotach-accuracy/>[6]

$2^n$ , donde  $n$  es el número de bits del convertor. Este valor es el que va a ser usado por el convertor al momento de cambiar de un nivel al otro, es decir de un número a otro. Pero al tener una cantidad limitada de bits, la señal pierde información debido a que no se pueden representar todos los valores y lo que se realiza es una aproximación, como se muestra en la Figura 3.6, donde se muestra que el convertor es de 4 bits, es decir, que tiene 16 niveles diferenciables, a estos se aproxima la señal en la conversión, donde la gráfica roja es la real y la azul es la conversión, y el espacio entre ellas es el error que se comete.[22, 8]

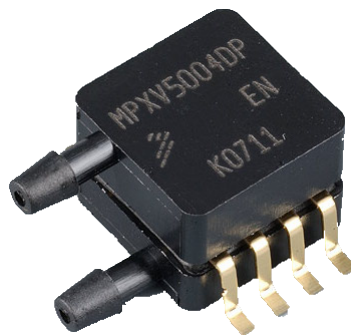


Figure 3.5: Transductor MPXV5004DP. Adaptada de Sigma Electrónica Ltda[7]

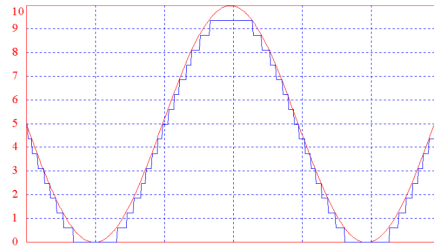


Figure 3.6: Conversor análogo digital de 4 bits comparado con la señal real. Adaptada de [http://www2.uca.es/grup-invest/instrument\\_electro/ppjjgdr/Electronics\\_Instrum/Electronics\\_Instrum\\_Files/temas/T11.CAD.pdf](http://www2.uca.es/grup-invest/instrument_electro/ppjjgdr/Electronics_Instrum/Electronics_Instrum_Files/temas/T11.CAD.pdf)[8]

Como se ha venido mencionando que el sistema tarda en convertir los datos de análogo a digital, este tiempo define cuál es la velocidad máxima que tiene el conversor y limita el número de conversiones que se pueden realizar. El número de conversiones que se realiza por unidad de tiempo, es la frecuencia de muestreo; la señal está compuesta de múltiples frecuencias como lo pone en evidencia la transformada de Fourier. Por esta razón hay que tener en cuenta la frecuencia máxima que se tiene, para que no sobrepase el teorema de Nysquist (la frecuencia mínima de muestreo debe ser el doble de la frecuencia máxima de la señal a muestrear), porque si se sobrepasa el límite se reflejan las frecuencias, dando un efecto de alias, que afecta el análisis de la señal, para evitar este efecto no deseado se coloca un filtro análogo a la entrada del conversor con la frecuencia de corte en la mitad de la frecuencia de muestreo.[22, 8]

Un ejemplo de esto, es la señal de flujo respiratorio, que se puede muestrear por encima del doble la frecuencia de la señal, lo cual genera una mayor fidelidad de la señal. Por otra parte, se sabe cuál es la resolución del conversor, que al ser de 10 bits, el cambio entre niveles está dado por la expresión

$$V_{nivel} = \frac{V}{2^{10}}$$

como la tensión máxima es de  $V = 3.3V$  dando que el conversor diferencia  $3,22mV$ . Para cambiar el nivel, como la frecuencia máxima de la señal es de 10 Hz, se utiliza para mayor fidelidad una frecuencia de 250 Hz, lo que generaría 250 muestras por segundo. Debido a que la señal tiene una

frecuencia menor a la mitad de la frecuencia de muestreo que sería 125 Hz, pero para ir delimitando el espectro se monta un filtro de 30 Hz, el cual cumple con dos funciones; la primera, servir de anti alias y la segunda, para comenzar con la limitación.

### 3.1.3 Microcontrolador

Los microcontroladores son dispositivos capaces de realizar procesos lógicos y seguir las instrucciones que se asignan en un lenguaje de ensamblador y se introducen al dispositivo por medio del programador.

Aunque en el mercado se encuentran microcontroladores y microprocesadores, que pueden realizar las tareas lógicas, la diferencia básica es donde se encuentra la memoria RAM y la ROM. Mientras que en un microprocesador se encuentra en integrados separados, en el microcontrolador se encuentran integrados dentro del mismo chip, dando una ventaja al momento de la construcción de la PCB, ya que para un microprocesador se tienen que colocar múltiples chips mientras que para un microcontrolador sólo se necesita un chip.[23, 24]

Esto también se observa en la arquitectura que tienen los microcontroladores, en las que se encuentran dos: la arquitectura Von Neumann y la arquitectura Harvard.

De un lado, la arquitectura Von Neumann es tradicional en los microprocesadores y los computadores; en ésta se comparte la memoria del dispositivo, lo que implica que estén la memoria de programa, la memoria de datos, y las instrucciones en la misma. La ventaja es que solo se tiene un único bus de control, de datos y de instrucciones, la arquitectura Harvard es utilizada ampliamente en los microcontroladores, en ella los buses de control y datos son separados, lo que da la ventaja de poder leer los datos mientras se ejecuta el programa. Además los tamaños de las memorias pueden ser diferentes, mayor para el almacenamiento y menor para las instrucciones.

En el microcontrolador se reconocen varias partes a saber: el procesador, la memoria, puertos de entrada y de salida y reloj principal; además de algunos recursos que se le colocan al microcontrolador.

El procesador, contiene la ALU (Arithmetic and logic unit), que como lo

indica el nombre la ALU, realiza las operaciones en el microcontrolador, la memoria está dividida en varias partes. Una, en la que tiene los datos no volátiles denominada ROM, y otra, en la que guarda las variables y los datos, la cual es volátil, es decir, que al apagar el dispositivo, se pierden, denominada RAM. Debido a la necesidad de almacenamiento se le han agregado otros tipos de memoria para poder mantener los datos y reprogramar al microcontrolador y de esta manera lograr mejorar. Otros tipos de memoria son las EPROM, FLASH, y OTP, las cuales almacenan los datos de forma permanente.[25]

Los puertos de entrada y de salida son las interfaces por donde se conecta el microcontrolador al exterior. Estas interfaces hacen parte de los pines que trae el integrado, según la configuración que se tenga, los pines pueden comportarse como entrada, salida o pines de control. Al mismo tiempo, hay pines específicos, a los que se pueden conectar cristales de cuarzo, los cuales generan pulsos, que el microcontrolador interpreta como reloj principal.

El reloj principal, tiene como función controlar el momento en el cual se realizan las operaciones, ya que aunque parezcan que se realizan como una única tarea, el microcontrolador las puede fraccionar en varias partes para poder hacerlas. Este reloj principal, como se menciono puede venir de una fuente externa o puede ser generado por el mismo dispositivo como una señal de pulsos.[23, 24, 25, 26]

Por ultimo, a los microcontroladores se les han integrado tareas extras, como los conversores análogo digital, que funciona como se explicó, en la sección 3.1.2, otra integración es el transmisor asíncrono, para la comunicación por medio del protocolo RS232, que al ser configurado envía la información a un puerto de destino. Otra parte de los microcontroladores son los Timer (temporizadores), que generan interrupciones cada cierto tiempo, dependiendo de la frecuencia del reloj y un número que se asigna al registro que controla esta función. En esta interrupción se puede analizar la información o simplemente almacenarla para ser utilizada luego. Además de estos módulos, el microcontrolador tiene otros que realizan funciones y dan una mayor flexibilidad a la hora de usar.[23, 24, 25, 26]

Durante el proceso de diseño se observa la necesidad de un dispositivo lo mas compacto posible y como el microcontrolador tiene integrados los

elementos ayuda a este propósito, además el microcontrolador seleccionado es un PIC24FJ64GB002 por lo que tiene integrado timers que permite controlar el momento de la toma de las muestras, el módulo de transmisión de datos, múltiples puertos de entrada salida, varios canales de ADC, permite la conversión análogo digital en una precisión de 10 bits, además de esto permite que en trabajos futuros se pueda ampliar las prestaciones del monitor, por estas razones se escogió sobre otros dispositivos que se encuentran en el mercado.

### 3.1.4 Filtros

En la búsqueda de suavizar la señal, se hace uso de los filtros, que son utilizados para remover componentes indeseados de ella, como el ruido. Los filtros tienen una función de transferencia, que es la relación que existe entre la entrada y la salida, siendo la representación matemática de lo que hace el circuito o programa. Se trata de filtros de frecuencia, los cuales tienen una función de transferencia dada en términos de este parámetro.

La frecuencia al variar e interactuar con el circuito, varia la amplitud y fase de salida, hasta llegar a un punto en el cual la ganancia baja 3 dB; el punto en que esto ocurre, se denomina punto de potencia media o frecuencia de corte. Como se habla de un filtro real no se puede realizar un corte en frecuencia abrupto donde la banda de interés este separada de las demás frecuencias; donde la frecuencia diferente tiene una ganancia cero, mientras que la banda de interés una frecuencia constante. Debido al efecto de la frecuencia en los componentes de un filtro real, no se puede tener ganancia constante porque la frecuencia al estar más cerca de la frecuencia de corte tiende a perder su valor y desciende para ir generando el efecto de corte, sin embargo no se puede quitar del todo una frecuencia sino que es atenuada y siempre queda una parte.[27, 28, 29, 30]

Una parte importante es el grado del filtro, el cual define que tan rápido se va a atenuar la señal después de la frecuencia de corte, esto quiere decir que entre mayor sea el grado más rápido ocurre la atenuación, por ejemplo, en la Figura 3.7 se muestran tres respuestas de filtros, uno de segundo orden en color rojo, otro es de tercer orden de color verde y un tercero de cuarto orden que esta de color azul, el primero de los mencionados se va atenuando levemente mientras que el ultimo desciende rápidamente teniendo una respuesta

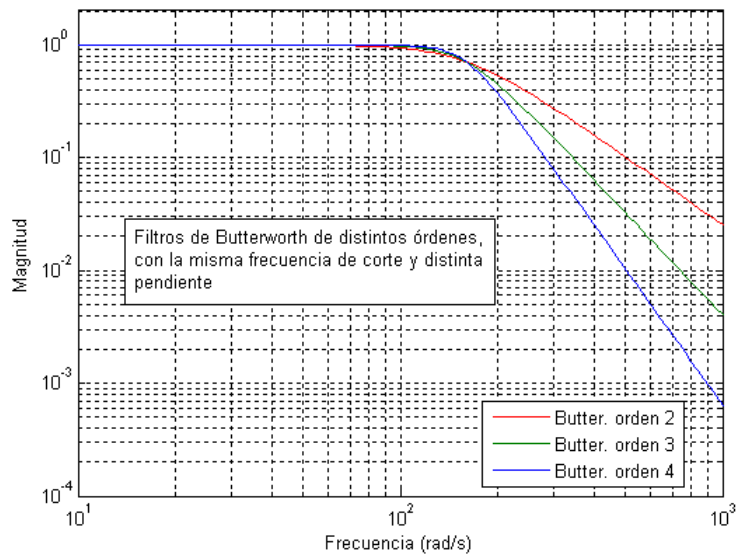


Figure 3.7: Diagrama de amplitudes y frecuencias, variando el orden del filtro. Adaptada de [http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro\\_de\\_Butterworth](http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Butterworth)

más cercana al filtro ideal.

Se encuentran cuatro tipos de filtros, el pasa bajos, en el cual pasan las frecuencias bajas y atenúa las frecuencias altas, mientras que en un pasa altos las frecuencias que no sufren atenuación son las altas y las bajas por el contrario son atenuadas, en ambos filtros se tiene una única frecuencia de corte, la cual define cuales son las frecuencias altas y cuáles son las bajas, donde la frecuencia alta es aquella que se encuentra por encima de la frecuencia de corte y la baja es la que está por debajo.[27, 28, 29, 30]

Los otros dos tipos de filtros tienen dos frecuencias de corte debido a que se definen franjas de frecuencia. El primero de ellos, es el pasa bandas que permite que las frecuencias de la franja pasen sin atenuación mientras que las demás se atenúan; y el último tipo del cual se habla es el rechaza banda, en el que atenúa una franja de frecuencia. Figura 3.8

Para la implementación de los filtros hay dos formas de realizarlas. Una es por medio de elementos como resistencias, condensadores e inductancias; estos filtros se denominan filtros analógicos, los cuales físicamente tienen un tamaño mayor cada vez que se agregan componentes al circuito para mejo-

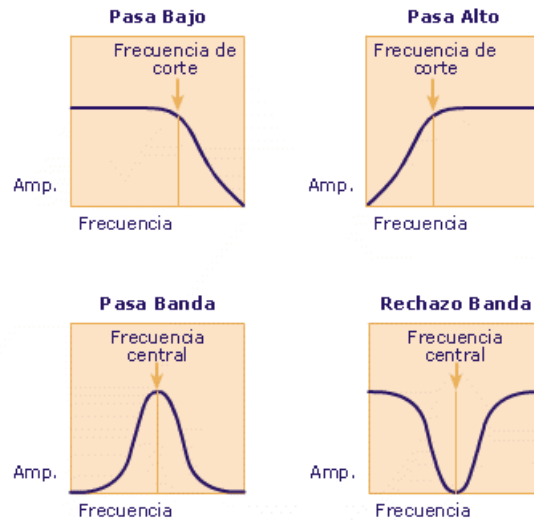


Figure 3.8: Diagramas de frecuencia de los tipos de filtro. Adaptado de [http://dc426.4shared.com/doc/qU\\_Bmwes/preview.html](http://dc426.4shared.com/doc/qU_Bmwes/preview.html)

rar la respuesta en frecuencia, esto quiere decir que el circuito se hace más grande a medida que sube el grado del filtro. [27, 28, 29, 30]

Los filtros análogos tienen una división: filtros pasivos que sólo tienen elementos que se denominan pasivos, y los filtros activos que son aquellos que, además de implementar los elementos pasivos, tienen un elemento activo como amplificadores operacionales, dando que la señal de transferencia queda en términos de  $s$ , ( $s$  es una variable compleja que se utiliza cuando la función es continua).

$$H(s) = \frac{Y(s)}{X(s)}$$

La segunda forma de implementación es la digital, en donde es necesario un procesador, que realiza las operaciones con los valores de las muestras que se tomaron de la señal que se está filtrando, estas muestras se almacenan en un arreglo que mantiene el orden en que fueron tomadas, al realizar el programa de filtrado dentro del dispositivo, se tiene que  $z$  representa muestras de la señal con respecto a la última muestra tomada, si el exponente de  $z$  es

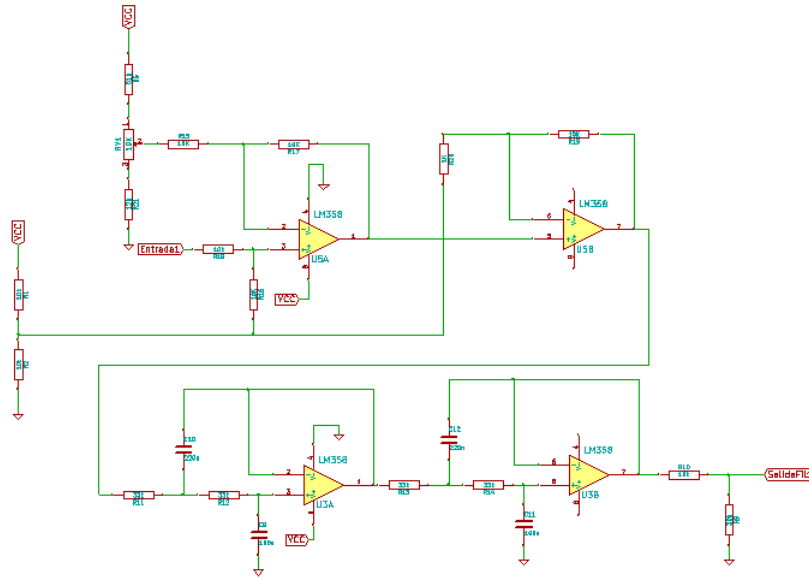


Figure 3.9: Filtro Análogo usado.

positivo la muestra es a futuro lo cual en sentido físico no es posible, mientras que si es un exponente negativo son muestras anteriores, un ejemplo de esto es  $z^{-1}$  quiere decir la muestra anterior, al realizar las operaciones entre las muestra y los coeficiente que tiene la función de transferencia se obtiene el filtro.

Para este trabajo se implementó un filtro análogo con frecuencia de corte de 30Hz, para que atenúe el ruido del ambiente, es decir, las frecuencias por encima de los 30Hz, lo cual permite tener una señal más limpia al momento de realizar el análisis. El diagrama del filtro se muestra en la Figura 3.9 y se describe a continuación.

En el cual la función de transferencia de cada filtro es:

$$H(s) = \frac{1}{s^2(C_1C_2R_1R_2) + s(C_1R_1 + C_2R_2 + C_2R_1) + 1}$$

Los filtros de segundo orden se pueden describir como:

$$H(s) = \frac{P_s}{a_2s^2 + a_1s + 1}$$



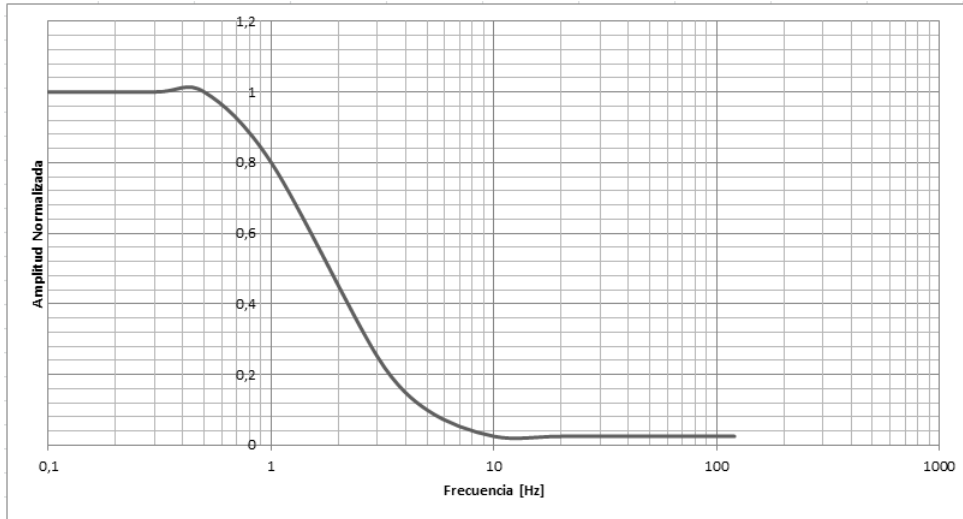


Figure 3.10: Respuesta del filtro Digital implementado.

Donde  $a_2 = \frac{1}{\omega_0^2}$ ,  $a_1 = \frac{2\zeta}{\omega_0}$  y  $\omega_0$  es la frecuencia de corte en  $rad/seg$ , al dividir entre  $2\pi$ , se obtienen la frecuencia en  $Hz$ .

Al comparar las dos ecuaciones se obtiene que,  $a_2 = C_1C_2R_1R_2$  y  $a_1 = C_1R_1 + C_2R_2 + C_2R_1$ , y al reemplazar los valores que se tienen en los filtros  $a_2 = 2,3958 \times 10^{-5}$ , y  $a_1 = 0,01386$  y despejando la frecuencia de corte

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1C_2R_1R_2}}$$

dando como resultado que  $f_0 = 32Hz$ .

Como los filtros están montados en cascada y tienen la misma frecuencia de corte, la pendiente varía de 40db/década que tiene cada filtro, al doble, que es 80db/década cuando son puestos en cascada.

$$H(s) = \frac{1}{(a_2s^2 + a_1s + 1)(a_2s^2 + a_1s + 1)}$$

$$H(s) = \frac{1}{(2,39 \times 10^{-5}s^2 + 1,3 \times 10^{-2}s + 1)(2,39 \times 10^{-5}s^2 + 1,3 \times 10^{-2}s + 1)}$$

El filtro digital usado, es un promedio de las últimas diez muestras tomadas, obteniendo una respuesta en frecuencia representada en la Figura 3.10.

### 3.1.5 Transferencia de datos

Por estar trabajando con múltiples dispositivos para la obtención y procesamiento de la señal de flujo, se hace necesario que los elementos se comuniquen, enviando y recibiendo información, de tal modo que permita a los dispositivos saber qué es lo que pasa en el otro. Para que esto ocurra, se definen protocolos que determinan el medio por el cual va a viajar la información, el tipo de señal que puede o no estar codificada y el tipo de codificación que ésta tiene.

Hay muchos protocolos para tal fin; pero se hace referencia a tres protocolos comerciales: Bluetooth, USB, y RS232 todos son transmisiones seriales. El Bluetooth se basa en transmisión inalámbrica, lo que da la ventaja de transmitir sin necesidad de cables, y por la alta comercialización de dispositivos que tienen implementado este protocolo, es fácil de usar. Pero al ser un medio inalámbrico, genera un campo electromagnético que puede interferir con los dispositivos que estén a su alrededor.

La comunicación por medio del Protocolo USB maneja una conexión por cable. En el usb1.0 y usb2.0 el cable contiene cuatro hilos: dos de poder y los otros dos de manejo de la información. Esto da el orden VCC, D-, D+, GND, como se puede observar en los estándares.

Este protocolo tiene variaciones en los dispositivos que lo usan para el envío de datos de audio y vídeo se define un tipo de conexión; cuando lo que se va a manejar es una memoria, se necesita otro tipo de conexión y así sucede con muchos dispositivos. Como el enlace se va a realizar con un dispositivo portátil, se requiere la modificación del protocolo OTG (on the go), que hace que el dispositivo se comporte como Host o como terminal, según la necesidad. Esto hace que los dispositivos que se utilicen deban tener montado este protocolo.

Por último, está el RS232, en el cual se envían los datos en paquetes de bytes, de forma alambrada, es decir por cable, lo que disminuye la cantidad de campo electromagnético que se genera, además de que evita interferencias con otros dispositivos.

Para el proyecto se utiliza una combinación entre los dos últimos proto-

colos comerciales descritos. Se logra por medio de un chip que convierte de protocolo RS232 a protocolo USB, el cual ya está estandarizado en los dispositivos móviles y permite realizar una conexión rápida entre el dispositivo y el microprocesador.

## 3.2 Software

Se describirán los casos de uso, las clases, los diagramas de secuencia, y como se implementaron dentro del proyecto. Todos se presentan en un lenguaje orientado a objetos, y que se denomina UML(Unified Modelling Language). Este lenguaje permite representar objetos de programación donde cada uno tiene su función.

Durante el desarrollo se encontraran los diagramas de casos de uso de la aplicación y los diagramas de secuencia utilizados para la implementación de los índices respiratorios y la implementación del índice de extubación.

### 3.2.1 Casos de uso

Los casos de uso muestran las interacciones entre un sistema y sus usuarios al momento de utilizar servicios. Esto significa que lo que allí se muestra es cómo cada usuario, va a interactuar con el sistema y qué respuesta espera obtener de él, viéndolo desde el exterior, y así conocer su comportamiento.[31, 32, 33]

En estos, se definen varios elementos como los actores, los casos de uso y las relaciones; se explicarán de acuerdo con la Figura 3.12, como ejemplo.

Los actores son los objetos o personas que interactúan con el programa o aplicación que se está desarrollando. No siempre los actores tienen que ser personas que usan el servicio, sino que pueden ser programas o partes de ellos los que usen el servicio. En el ejemplo se observa que los actores son tres: recepción, ingeniero y médico. Aunque no siempre son personas las que interactúan, el símbolo para los actores es el de una persona como se muestra en la Figura 3.11-a.[34, 35]

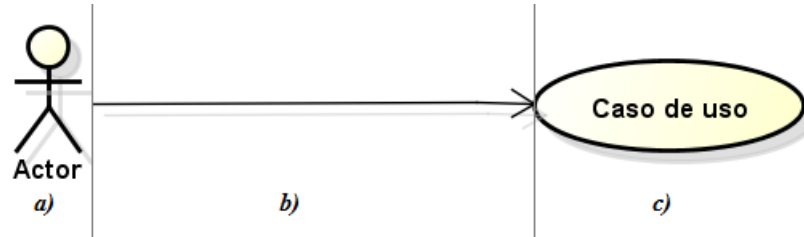


Figure 3.11: Símbolos de los casos de uso.

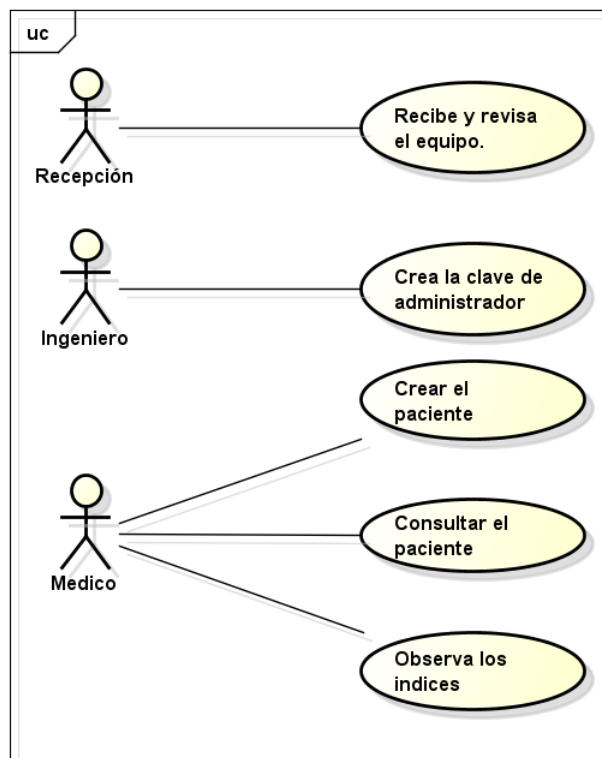


Figure 3.12: Casos de uso del proyecto.

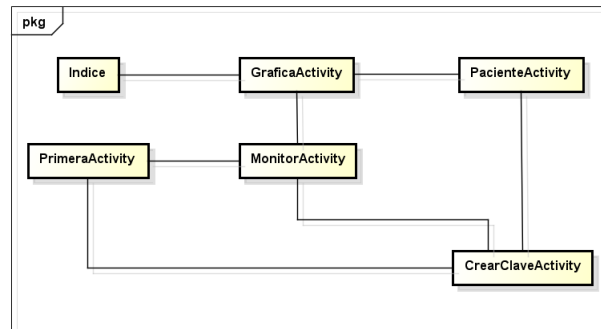


Figure 3.13: Clases y visibilidad.

Los casos de uso son las actividades que desarrolla el programa. Para poder cumplir con lo que se ha planteado. Por ejemplo, estos son: recibir y revisar el equipo, crear la clave de administración, crear el paciente, consultar el paciente y observar los índices. El símbolo que se utiliza es un ovalo en el cual se escribe el caso de uso, como se ve en la Figura 3.11-c.

Las relaciones indican cómo se enlazan los elementos y qué es lo que hacen. En el ejemplo se representan relaciones de asociación, en las que se indica que un caso de uso es llamado por un actor para poder usarlo. El símbolo es una flecha como se ve en la Figura 3.11-b.

### 3.2.2 Diagrama de Clases

Con el diagrama de clases se pretende describir las funcionalidades del sistema con las clases básicas, según la percepción del usuario. Para efectos de este trabajo, el ejemplo que se usará serán los diagramas del proyecto. Como se ve en la Figura 3.13, la clase de entrada al sistema que es MonitorActivity, se relaciona con PrimeraActivity, CrearClaveActivity y GraficaActivity, lo que significa que esta clase puede llamar a las otras para realizar las actividades programadas. Mientras que PrimeraActivity se relaciona con CrearClaveActivity y las relaciones ya descritas, la clase PacienteActivity se relaciona con GraficaActivity y CrearClaveActivity, de acuerdo con el orden en que se generan los eventos dentro de la aplicación. [31, 32]

Las relaciones descritas en el diagrama se generan principalmente por el flujo que tiene el programa al momento de ser ejecutado, De ahí que las relaciones descritas sean en un solo sentido como se explicará más adelante.

En el diagrama de clases, las clases por sí solas contienen y procesan la información. Para tal efecto, lo primero se debe crear, cada clase tiene tres partes: el nombre, los atributos y los métodos.

El nombre de la clase está en la primera sección del recuadro, y describe cómo las demás clases van a reconocer a la clase de interés, en el momento de instanciarlas, tal como se muestra en la Figura 3.14. Las clases son: MonitorActivity, PrimeraActivity, PacienteActivity, GraficaActivity y CrearClaveActivity, la clase abstracta Índice, que permitirá que sin importar el índice se pueda programar y enlazar con el resto del software desarrollado.[31, 32, 33, 34, 35]

Los atributos son las características que se le han asignado a cada clase; aparecen en el recuadro del medio de cada clase. Para cada clase del ejemplo se establecen los atributos que ayudarán en el análisis con el software.

Los métodos, es donde se realiza el procesamiento y análisis de la información. Cada método describe un proceso distinto y puede usar otros métodos que sean visibles para él y así poder reutilizarlos.

Las clases no siempre son concretas. Hay unas especiales denominadas abstractas, que se usan como prototipos con las características globales del objeto a representar. Las características comunes se heredan de la clase abstracta implementando los métodos que son obligatorios de ésta, así se permite generar arreglos que se denominan con la clase abstracta pero se instancian individualmente.[31, 32, 33, 34, 35]

En la Figura 3.15 se observa cómo el patrón para los índices es la clase que lleva este nombre, y cada índice que se implementó, hereda de la clase abstracta y añade otros atributos para completar la información necesaria para posteriormente hacer los cálculos. A nivel del llamado de los índices, se genera un arreglo de la clase abstracta y se llama al método calcular de cada clase para poder obtener el valor de cada índice.

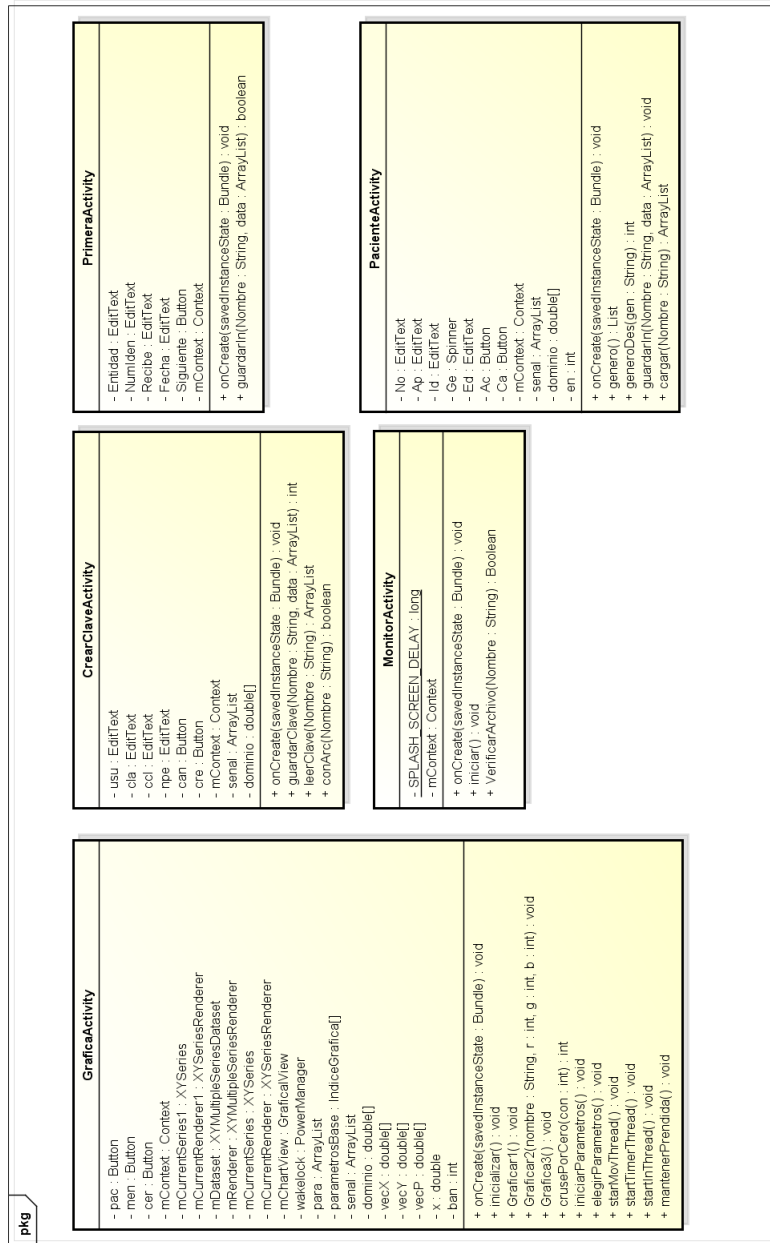


Figure 3.14: Clases de las actividades del Monitor.

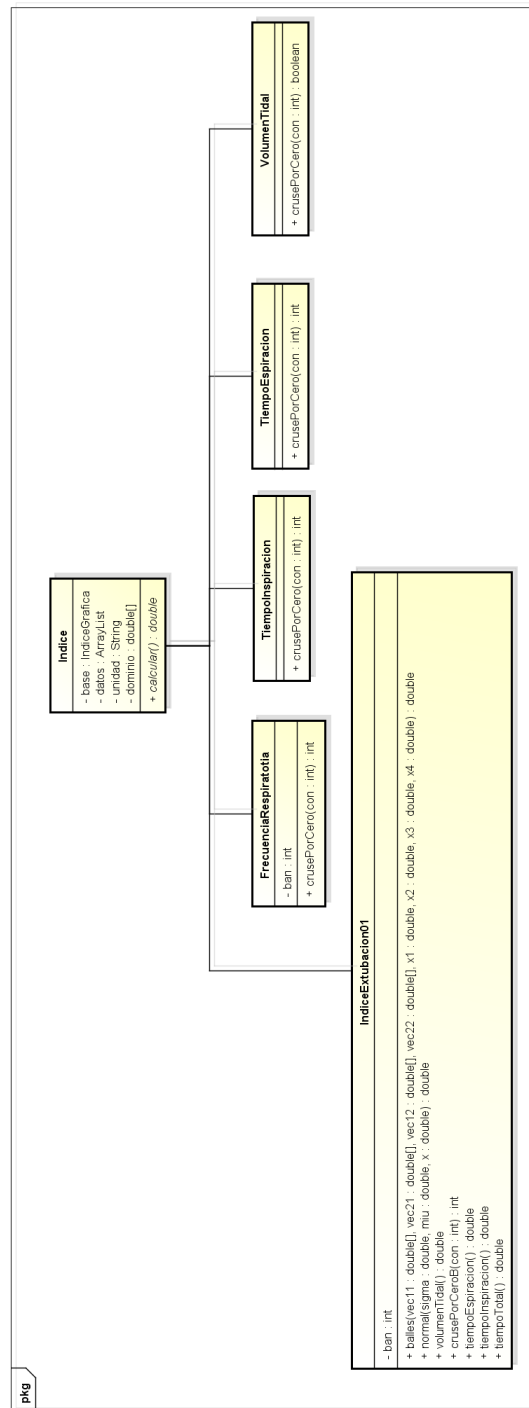


Figure 3.15: Clase índice, y herencia las demás clases de índices.



### 3.2.3 Diagramas de secuencia

En los diagramas de secuencia se pretende describir la interacción de los objetos en el momento de ejecutar los métodos de una aplicación o programa. El ejemplo muestra cómo la aplicación ejecuta las clases dependiendo de la información que se encuentra en la memoria. Si el programa, al iniciar encuentra todos los archivos de configuración, entra directamente a la pantalla gráfica en la cual se activan los modos de toma de datos, cálculo de índices y gráfica de la señal tomada; pero si llega a faltar el archivo de claves o el de recepción, él inicia la pantalla de crear claves o primera entrada respectivamente.[31, 32, 33, 34, 35]

En el diagrama de clases, una llama a la otra; y en algunos casos la clase usa múltiples métodos para su propia ejecución. Esto impide que haya una gran comunicación entre clases, reduciendo todo el trabajo a una única clase. Esto se observa en la Figura 3.17

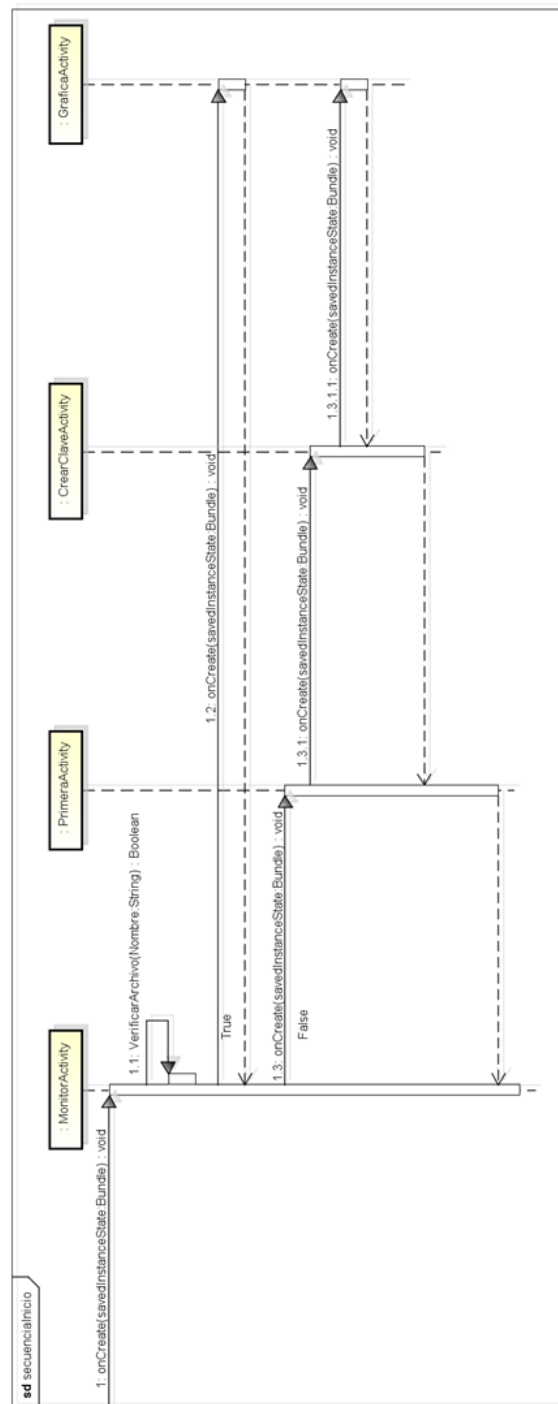


Figure 3.16: Ciclo de inicio de la aplicación.

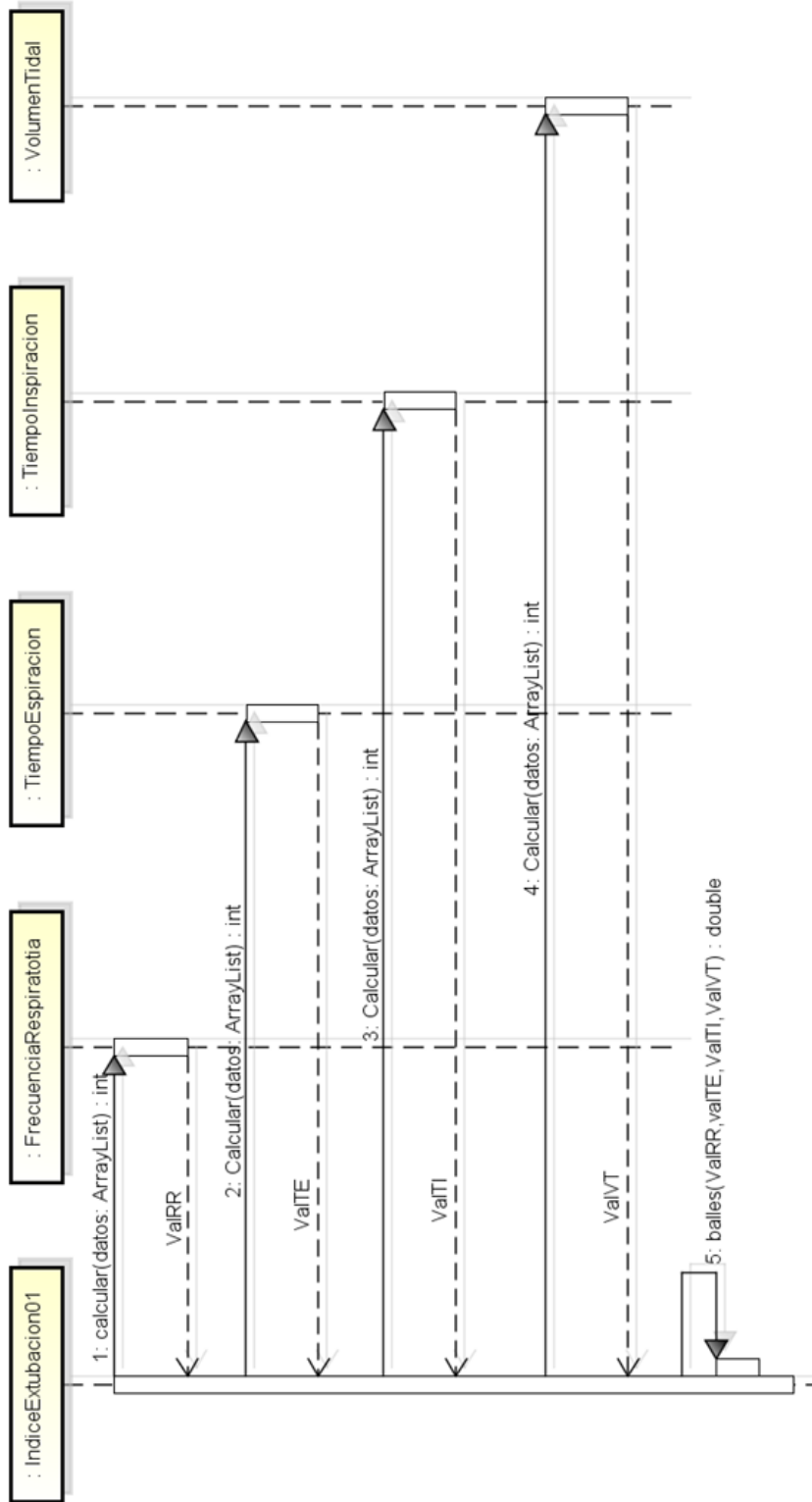


Figure 3.17: Diagrama de secuencia índice de extubación.



## Chapter 4

# CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA

La caracterización es el análisis de la señal teniendo en cuenta las características propias de la misma, para esto se realiza una observación de la señal y se hallan las características, en este caso son la frecuencia respiratoria (RR), el tiempo de espiración (TE), el tiempo de inspiración (TI) y el volumen tidal(VT), estas características se utilizan para analizar el patrón respiratorio, y ayudar al médico en el proceso de extubación.

### 4.1 Frecuencia Respiratoria (RR)

Lo que se busca al momento de calcular la frecuencia respiratoria, es contar el número de ciclos que se encuentran por unidad de tiempo, en este caso el lapso sería un minuto. Para realizar esta cuenta, se marca en la señal el cruce por cero, es decir cuando la señal pasa de ser positiva a negativa o viceversa, además de esto, como son ciclos completos, tomando solo la de pendiente positiva, es decir la que pasa de negativo a positivo. Donde se juntan las dos condiciones, se dice que inicia un ciclo respiratorio, esto se observa en la Figura 4.1, en el cual la línea roja marca dichos cruces.

Para realizar el cálculo, se tiene que llevar a cabo una serie de pasos, además de conocer la frecuencia de muestreo  $f_s$ .

- Lo primero es conocer la frecuencia de muestreo  $f_s$  a la que está trabajando el conversor análogo digital, y conociendo que la frecuencia es

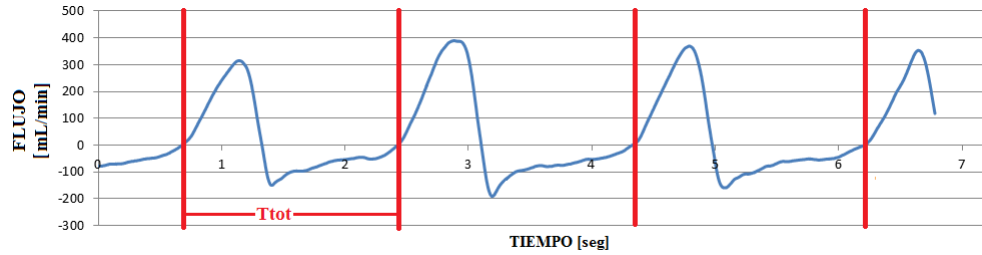


Figure 4.1: Señal de flujo respiratorio, las líneas rojas son los cruces por cero con pendiente positiva.

la inversa del periodo, se halla el periodo de muestreo,  $T_s = \frac{1}{F_s}$

- Se halla el número de muestras que se encuentra entre los dos cruces que cumplan con las condiciones antes mencionadas, en la Figura 4.1, entre las líneas rojas, este valor se la dará el nombre de “n”.
- Para hallar el valor del periodo respiratorio,  $T_{tol}$ , se multiplican el número de muestras y la frecuencia de muestreo, es decir  $T_{tol} = T_s \cdot n$ .
- Al paciente respirar varios ciclos respiratorios durante el periodo de análisis y al tomar los datos periódicamente, se generan múltiples valores de  $T_{tol}$ , con los cuales se calcula un promedio de periodo respiratorio,  $T_{Ptol} = \frac{\sum T_{tol}}{N}$ , donde  $N$  es el número de periodos.
- Luego de tener el promedio de los periodos respiratorios se halla la inversa,  $RR = \frac{1}{T_{Ptol}}$

## 4.2 Tiempo de Espiración (TE)

Lo que se busca al momento de calcular el tiempo de espiración, es el tiempo en el cual el flujo es negativo, para poder medir este, se toma el cruce por cero con pendiente negativa (línea verde) hasta llegar al cruce por cero de pendiente positiva (línea rojo), como se muestra en la Figura 4.3.

Cuando se tienen los puntos donde las pendientes son negativa y positiva, en el cruce por cero y se resta de la posición del cruce por cero con pendiente positiva la posición del cruce por cero de la pendiente negativa, se obtiene

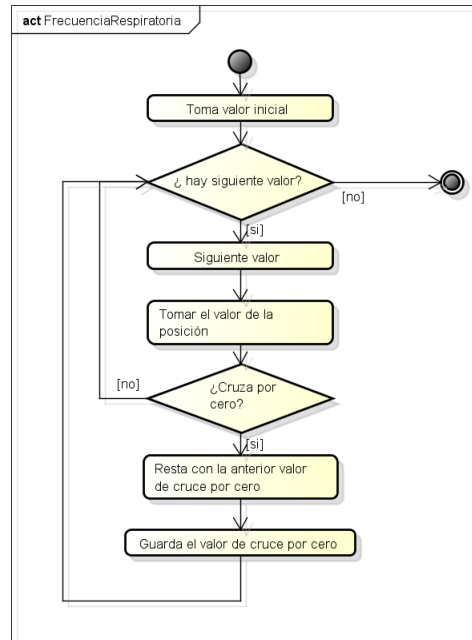


Figure 4.2: Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de frecuencia respiratoria.

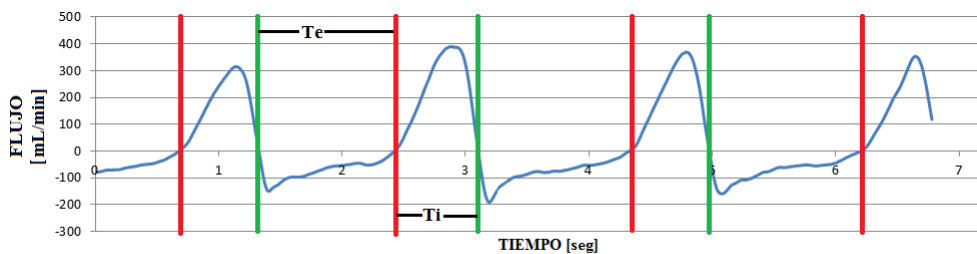


Figure 4.3: Señal de flujo respiratorio, las líneas rojas son los cruces por cero con pendiente positiva, las verdes son de pendiente negativa.

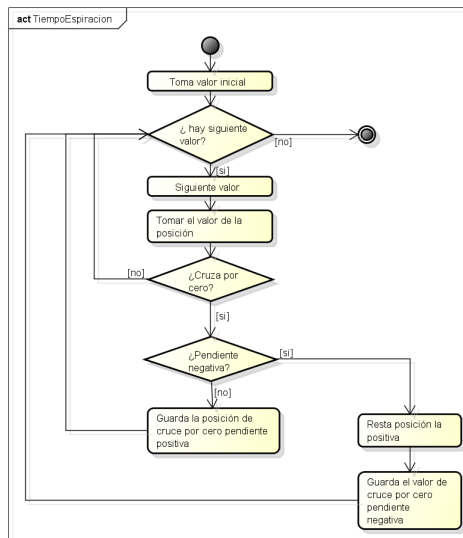


Figure 4.4: Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de tiempo de espiración.

cuantas muestras( $n$ ) hay entre ellas, y si además, se tiene la frecuencia de muestreo( $f_s$ ), con ella se halla el periodo de muestreo  $T_s = \frac{1}{f_s}$  y se multiplica el periodo de muestreo por el número de muestras dando el tiempo de espiración para cada ciclo respiratorio observado en la ventana de tiempo, que proporcionan varios valores del tiempo de espiración que luego se promedian para ser mostrados en la pantalla. Esto se muestra en la Figura 4.4

### 4.3 Tiempo de Inspiración (TI)

El tiempo de inspiración es aquel en el cual el flujo es positivo, para poder medirlo, se toma el cruce por cero con pendiente positiva (línea roja), en donde la señal pasa de ser positiva estando en negativa, hasta llegar al cruce por cero de pendiente negativa (línea verde), donde pasa a ser negativa estando positiva, como se muestra en la Figura 4.3.

Cuando se tienen los puntos donde las pendientes son positiva y negativa, en el cruce por cero y se resta de la posición del cruce por cero con pendiente negativa la posición del cruce por cero de la pendiente positiva, se obtiene



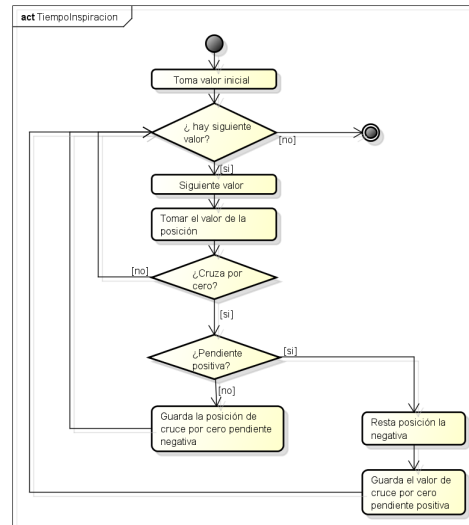


Figure 4.5: Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de tiempo de inspiración.

cuantas muestras( $n$ ) hay entre ellas, y si además, se tienen la frecuencia de muestreo( $f_s$ ), con ella se halla el periodo de muestreo  $T_s = \frac{1}{f_s}$  y se multiplica el periodo de muestreo por el número de muestras dando el tiempo de inspiración para cada ciclo respiratorio observado en la ventana de tiempo, que proporcionan varios valores del tiempo de inspiración que luego se promedian para ser mostrados en la pantalla. Esto se muestra en la Figura 4.5

## 4.4 Volumen tidal (VT)

El volumen tidal es el volumen de aire que circula entre una inspiración y espiración normal sin realizar esfuerzo adicional y el volumen es la integral del flujo con respecto al tiempo

$$\int V' dt,$$

Para poder hallar el volumen tidal, en cada respiración, en la gráfica de flujo en función de tiempo, se debe primero detectar el cruce por cero con

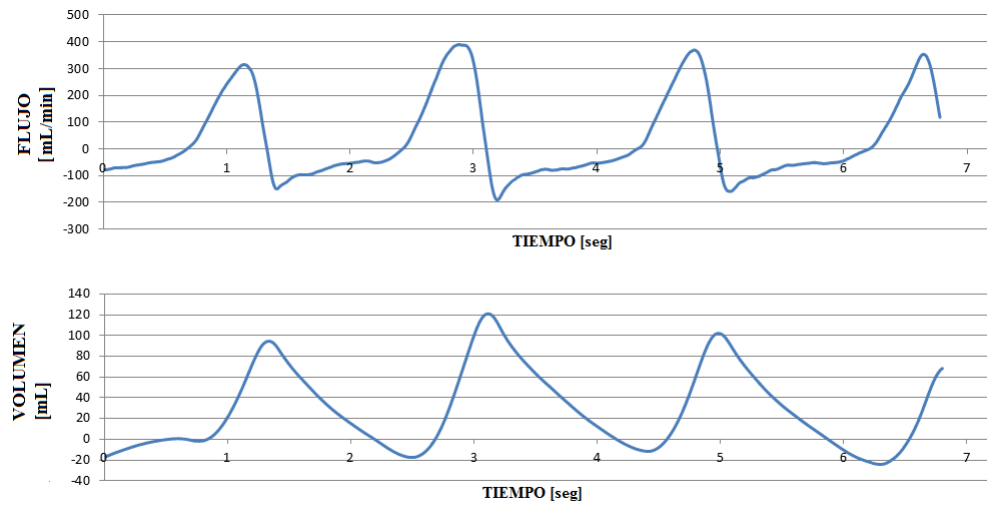


Figure 4.6: Señal de flujo y volumen respiratorio.

pendiente positiva, luego desde este punto se comienza a realizar la sumatoria de todos los valores hasta llegar al siguiente cruce por cero con pendiente positiva, y en la gráfica de volumen en función de tiempo se le halla los valores máximo y mínimo, se restan respectivamente, en cada ciclo respiratorio, obteniendo varios valores con los que se realiza el promedio para mostrar en la pantalla. Como se muestra en la figura 4.7

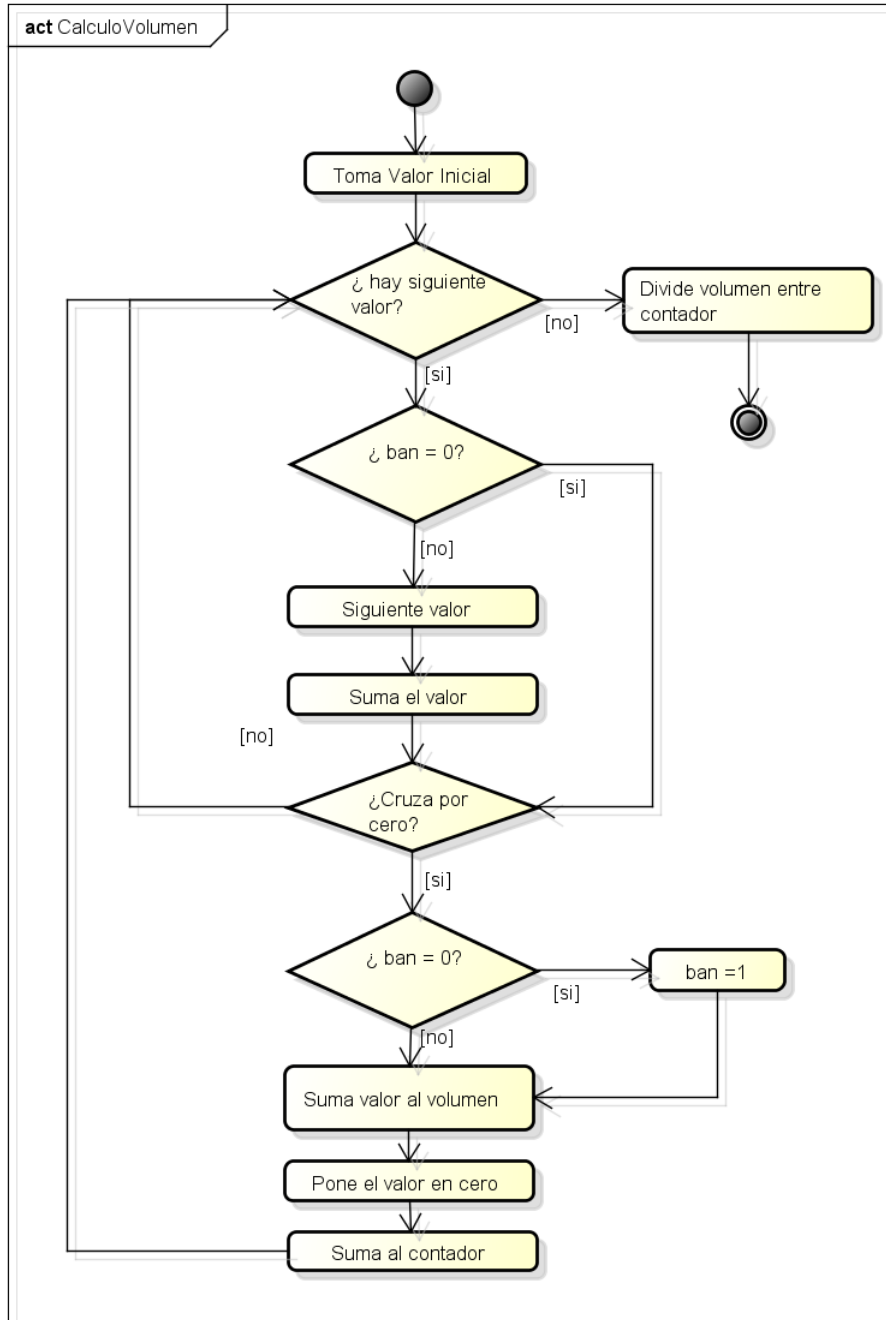


Figure 4.7: Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo del volumen tidal.

## 4.5 Índice de extubación

El índice de extubación puede estar compuesto por diferentes series, las temporales que son datos de una observación regida secuencialmente por el tiempo [36], esto lo cumple la señal respiratoria, en la cual se tiene que a medida que avanza el tiempo la señal va repitiendo su forma, manteniendo la varianza y la media, para poderla definir como una serie temporal estacionaria.[37]

Siendo el índice de extubación es un número que guarda una relación con la probabilidad que el paciente sea extubado o no, se estima haciendo uso de un clasificador Naive-Bayes, que asigna una clase a través de un conjunto de atributos.[38, 39]

Según la investigación “Evaluación del clasificador Naïve Bayes como herramienta de diagnóstico en Unidades de Cuidado Intensivo”, realizada por Dr. Beatriz F. Giraldo y compañeros[40], se muestra que la caracterización de la señal de flujo respiratorio se puede realizar por medio de series temporales, teniendo en cuenta el tiempo de espiración, tiempo de inspiración, volumen corriente o tidal y periodo respiratorio. Después de ser tomadas las señales de flujo respiratorio se halla la media y la desviación estándar para cada uno de ellos.

Luego se propone la elaboración de un clasificador Naive-Bayes, con los resultados encontrados por los autores del artículo anteriormente mencionado. Como a la serie se le diferencia de forma clara el inicio, el análisis inicia desde dicho punto.

Como expusieron los autores las series de tiempo de espiración, tiempo de inspiración y periodo respiratorio, son significativos para poder realizar la identificación de un paciente en el proceso de extubacion. Esto conduce a que se puede implementar el clasificador con estos valores. Pero primero hay que aclarar que las dos clases son: la probabilidad de éxito o fracaso en el proceso de extubacion.

El índice se basa en la inferencia Bayesiana, la cual supone la independencia de las variables que se van a utilizar para realizar el clasificador, además

de que se basa en el Teorema de Bayes, el cual relaciona la probabilidad del evento A dado el evento B, dando la relación:[41]

$$p(A|B) = \frac{p(A, B)}{p(B)} = \frac{p(A)p(B|A)}{p(B)} = \frac{p(A)p(B|A)}{\sum_i p(A')p(B|A')}$$

En el clasificador busca la mayor probabilidad, para el conjunto de densidades de probabilidad de las variables que se tienen para poder clasificar, generando la variable  $c^*$ , que se calcula: [40]

$$c^* = \operatorname{argmax} p(C = c|X_1, \dots, X_n)$$

Dónde:

$$p(C = c|X_1, \dots, X_n) = \frac{p(C = c)p(X_1, \dots, X_n|C = c)}{p(X_1, \dots, X_n)}$$

Pero como se tiene que se van a comparar y los denominadores son iguales se pueden omitir quedando:

$$c^* = \operatorname{argmax} p(C = c)p(X_1, \dots, X_n|C = c)$$

Al tener variables continuas y normales:

$$P(x_i) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2} \left( \frac{x_i - \mu_i}{\sigma_i} \right)^2}$$

Y al reemplazar se tiene:

$$c^* = \operatorname{argmax} \left( \prod_i \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2} \left( \frac{x_i - \mu_i}{\sigma_i} \right)^2} \right)$$

Se necesita tener claro que hay dos clases que son: la primera el paciente puede ser extubado ( probabilidad de éxito), la segunda el paciente no puede ser extubado (probabilidad de fracaso). Para realizar este análisis se tienen múltiples variables como son: el tiempo del ciclo respiratorio, el tiempo de inspiración, el tiempo de espiración y el volumen tidal o total. Para cada clase se tiene clasificadas las funciones de densidad de probabilidad, en este caso al ser normales la media y la desviación estándar se muestran a continuación:

En las Figura 4.11 (Volumen tidal), Figura 4.9(tiempo total), Figura 4.10 (tiempo de inspiración) y Figura 4.8(tiempo de espiración), se observan las

Serie	Éxito	Fracaso
$T_{Tot}$ (s)	$2,79 \pm 0,73$	$2,25 \pm 0,80$
$T_I$ (s)	$1,09 \pm 0,31$	$0,99 \pm 0,59$
$T_E$ (s)	$1,69 \pm 0,52$	$1,26 \pm 0,35$
$V_T$ (mL)	$622 \pm 492$	$565 \pm 484$

Table 4.1: Tabla de valores se  $\mu$  y  $\sigma$  para las funciones de probabilidad. Adaptado de Análisis y clasificación del patrón respiratorio de pacientes en proceso de retirada del ventilador mecánico[9]

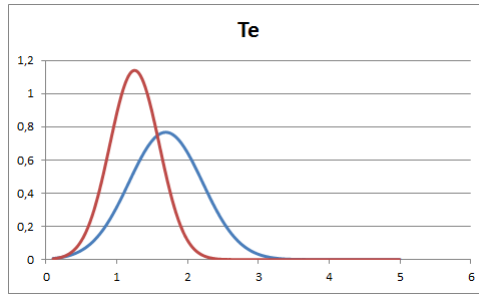


Figure 4.8: Densidad de probabilidad del tiempo de espiración TE.

funciones de densidades de probabilidad (PDF) en las cuales se ve que se pueden diferenciar entre éxito y fracaso, la línea roja de las gráficas representa la probabilidad de cada variable para cuando se da el caso de fracaso en el procedimiento de extubación, mientras que la línea azul es la probabilidad de éxito en el proceso de extubación.

Como se mencionó anteriormente se tienen las funciones de densidad de probabilidad para cada una de las variables de interés, para hallar dicha función, se implementa un método llamado normal, que no es sino la implementación de la ecuación

$$\frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2} \left( \frac{x_i - \mu_i}{\sigma_i} \right)^2}$$

ya teniendo los valores de media  $\mu$  y desviación estándar  $\sigma$ , y teniendo estos parámetros como entrada se logra que el método calcule la probabilidad para cada valor. Al tener los valores para los casos de éxito y fracaso, se implementa la ecuación

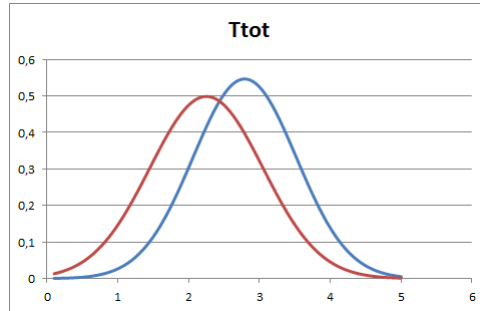


Figure 4.9: Densidad de probabilidad del tiempo total  $T_{tot}$ .

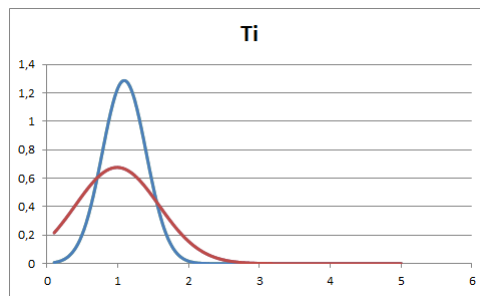


Figure 4.10: Densidad de probabilidad del tiempo de inspiración  $TI$ .

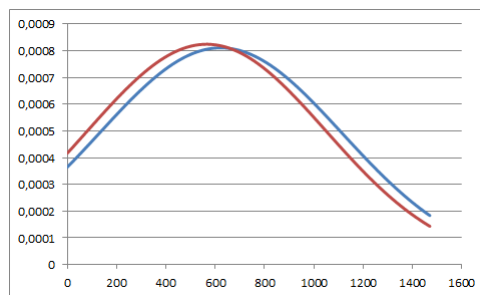


Figure 4.11: Densidad de probabilidad del volumen tidal.

Variable	Serie
$x_1$	$T_{Tot}$ (s)
$x_2$	$T_I$ (s)
$x_3$	$T_E$ (s)
$x_4$	$V_T$ (mL)

Table 4.2: Equivalencias entre nombre de variable y su valor

$$clase = \frac{1}{\sigma_1\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_1-\mu_1}{\sigma_1}\right)^2} \bullet \frac{1}{\sigma_2\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_2-\mu_2}{\sigma_2}\right)^2} \bullet \frac{1}{\sigma_3\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_3-\mu_3}{\sigma_3}\right)^2} \bullet \frac{1}{\sigma_4\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x_4-\mu_4}{\sigma_4}\right)^2}$$

en donde se tiene que

y como el proceso se realiza para cada clase (éxito o fracaso), se tienen clase 1 y clase 2, con sus respectivos valores de probabilidad, la clase a la que pertenece la muestra, es la que tiene mayor probabilidad.

## 4.6 Calibración

Para poder realizar la validación de los índices utilizados primero se realizó la calibración de las series de tiempo de inspiración, tiempo de espiración, frecuencia respiratoria y el volumen tidal para que los valores medidos sean lo más cercanos los reales. Para esta calibración del equipo se construyó un sistema, el cual provee un flujo de aire constante que pasa por el sensor de flujo del Monitor de Flujo Respiratorio y por el equipo utilizado para realizar la prueba, un espirómetro Spirobank G fabricarte MIR, como se muestra en la Figura 4.13, donde se observa que el sensor del Monitor y el espirómetro están colocados en serie. El resultado obtenido se muestra en la Figura 4.14. En la cual la pendiente de la recta indica el flujo de aire a través de los dispositivos, el Monitor de Flujo Respiratorio y el espirómetro.

Los pasos a seguir en la calibración se las series son:

- Poner en 1 la variable de calibración.
- Compilar y ejecutar la aplicación.



```
private double calibracion = 15;
private int recorte = 6;
private int bandera = 0;
```

Figure 4.12: Fragmento de código de variable de calibración.

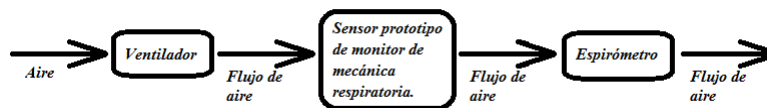


Figure 4.13: Diagrama de bloques para la calibración.

- Colocar los dispositivos es serie como se indica en la Figura 4.14, y encender el ventilador para obtener el flujo de aire constante.
- Tomar los valores entregados por el espirómetro y calcular la pendiente de los datos, la cual va a representar el flujo de aire que esta circulando.
- Tomar el valor que midió el espirómetro y dividirlo entre el valor medido por el Monitor, este valor asignarlo en la variable calibración.
- Compilar y ejecutar la aplicación.
- Reiniciar el Monitor de Flujo Respiratorio.

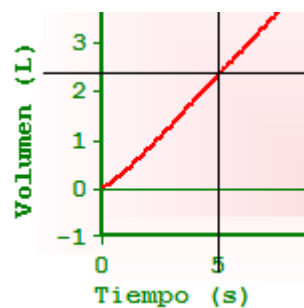


Figure 4.14: Grafica de volumen vs tiempo del espirómetro, Spirobank G fabricarte MIR.

## 4.7 La prueba de hipótesis

La prueba de hipótesis se realiza con los datos obtenidos después de un proceso de muestreo de una variable aleatoria, con el propósito de comprobar o refutar una afirmación basada en la experiencia.[42]

Se encuentran múltiples formas de realizar las pruebas de hipótesis, en donde la función de densidad de probabilidad más usada es la normal ( $Z$ ), en la cual el estudio se puede realizar de varias formas, en las que se encuentran las pruebas de dos colas, cola derecha y cola izquierda; las colas son las regiones extremas de la distribución que se encuentran delimitadas por los valores críticos, dependiendo de la cola está región se puede dividir en dos partes como en la prueba de dos colas, mientras que toda la región puede estar cargada a uno de los extremos y de ahí viene su nombre.[43]

En las pruebas existen dos hipótesis una llamada hipótesis nula ( $h_0$ ) y la otra hipótesis alterna ( $h_a$ ), la primera es una suposición que se desea probar, mientras que la segunda es lo contrario, las pruebas también constan de un nivel de significancia la cual representa la probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando esta es verdadera, representado por la letra griega alfa.[44]

Como se ha mencionado se encuentran dos regiones en las pruebas de hipótesis, una en la que se acepta la hipótesis nula y la otra donde se rechaza, estas regiones están delimitadas en un intervalo llamado intervalo de confianza que es delimitado por los valores críticos.

Entre las pruebas de hipótesis se encuentran, las pruebas de diferencia de medias, las cuales buscan comprobar si dos distribuciones tienen la misma media, en estas se comparan las medias muestrales para dar una conclusión poblacional.[44]

# Chapter 5

## RESULTADOS

A continuación se describirá los resultados obtenidos durante la elaboración del Monitor de Flujo Respiratorio, el cual se muestra en la imagen 5.1, como se mencionó al inicio del documento el trabajo se dividió en dos partes, una de hardware y la otra de software.

### 5.1 Hardware

Los resultados del hardware son un sensor, una tarjeta en la cual se implementó un amplificador, un filtro análogo, y microcontrolador, donde se convierte la señal de análogo a digital y realiza la conexión con el dispositivo de procesamiento, la Tablet.

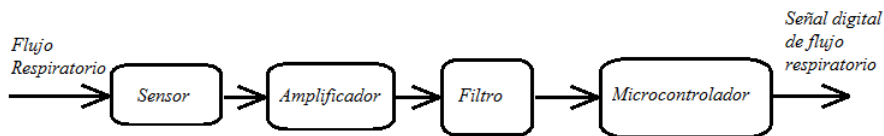


Figure 5.2: Diagrama de bloques componentes del hardware.

El sensor puede ser intercambiable en caso de que se tenga contaminación, este sensor se muestra en la Figura E.1, allí se observa el dispositivo que va conectado al paciente, donde se encuentra el transductor de presión diferencial a voltaje, este sensor es alimentado a 5V, por un puerto USB, con una



Figure 5.1: Monitor de Flujo Respiratorio.

salida de datos por donde va la señal de flujo.

Al salir del sensor la señal es análoga y de muy baja tensión, lo cual no permite usar el conversor a su máxima capacidad, para corregirlo, primero se amplifica y se quitan señales no deseadas que se pudieron inducir en el cable que conecta al amplificador con el sensor, para esto se construyó un filtro análogo que cumple con la función de atenuar las señales no deseadas, y de servir de filtro anti alias, implementado en una PCB (Circuito impreso, del inglés Printed Circuit Board ), mostrado en la Figura 5.5, el proceso que se siguió para el diseño se muestra en la sección 3.1.4, Filtros.

En el circuito impreso no solo está el filtro y el amplificador, sino también se encuentra el microcontrolador que se usa para la conversión y el envío de los datos. Para que el dispositivo digital los reconozca y los procese, los diversos componentes se unen por medio de un puerto USB a la Tablet quedando todo conectado para su funcionamiento. Por otra parte la alimentación de la red es independiente al puerto USB por el que entran los datos, permitiendo que al momento que se realiza la carga no se afecte el circuito de toma de datos. El montaje se puede observar en la Figura 5.6.

Para realizar las pruebas, se adapta una máscara, para evitar que los voluntarios se tapen la nariz y pongan la boquilla en los labios ya que algunas veces queda escapando aire por la nariz y la boca, al momento de apretar la boquilla con los labios y no circula el aire por el sensor, para corregirlo adapta la máscara que se muestra en la Figura 5.7



Figure 5.3: Sensor de flujo y transductor a señal eléctrica.

## 5.2 Software

Pero todo esto no funciona sin el software, el que se planteó para este proyecto, es un software en Android, el cual se describe a continuación. Lo primero es la pantalla de entrada, en la cual lo que hace la aplicación es cargar la información que está almacenada, se muestra la imagen del Monitor mientras se espera, esta se observa en la imagen 5.8.

La primera vez que inicia la aplicación pide los datos de la entidad a la que pertenece el equipo, estos se almacenan para que luego cuando se realice las estadísticas los datos puedan estar disponibles, para esto se tiene la pantalla de primera entrada, imagen 5.9.

Debido a que no todos tienen el mismo acceso para la información, se deben crear usuarios que permitan controlar, en este caso solo se tiene que crear el usuario que va a administrar el dispositivo, imagen 5.10.

Al ser el objetivo del Monitor de Flujo Respiratorio la investigación, se

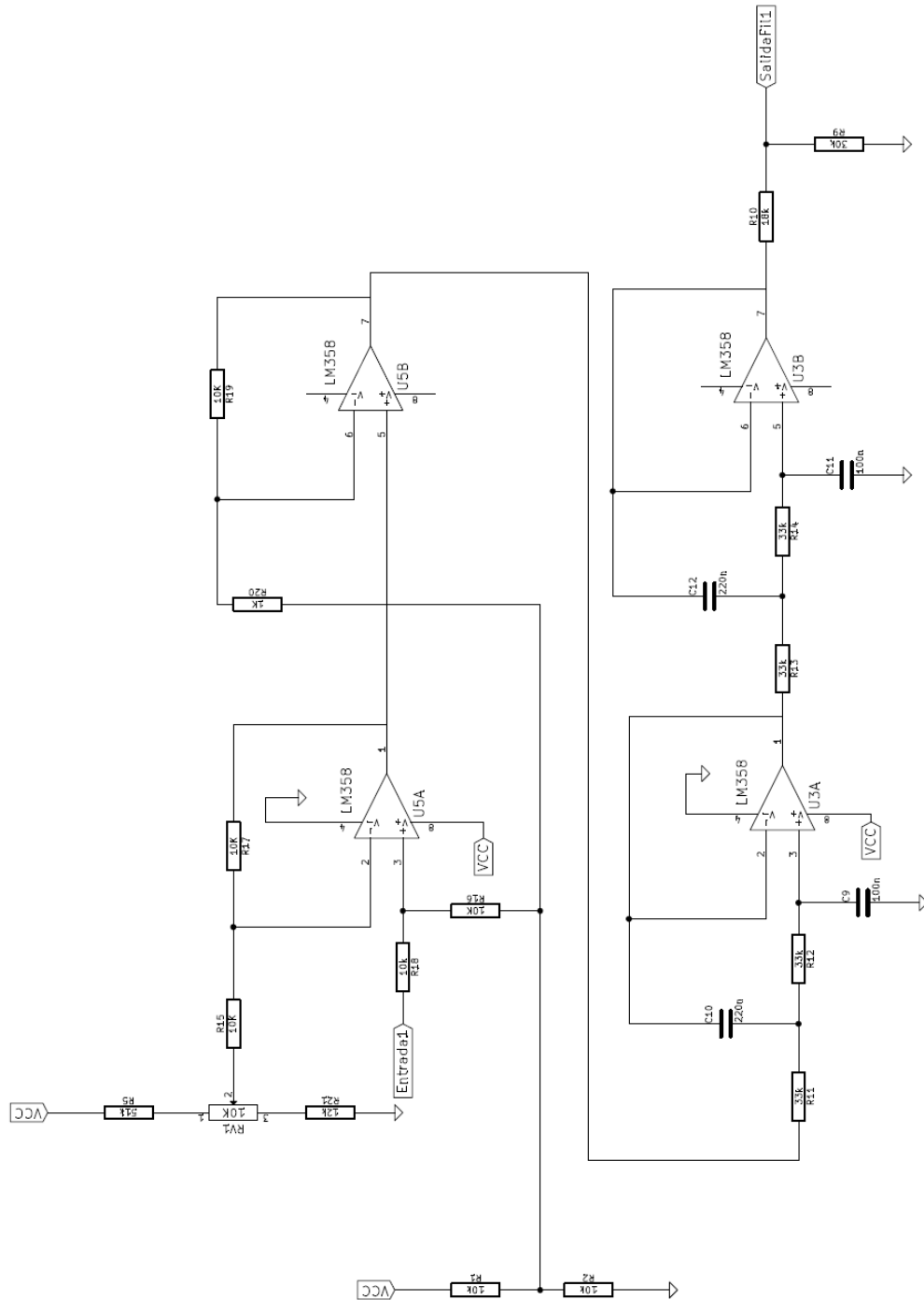


Figure 5.4: PCB del Monitor de Flujo Respiratorio, Amplificador y filtro.

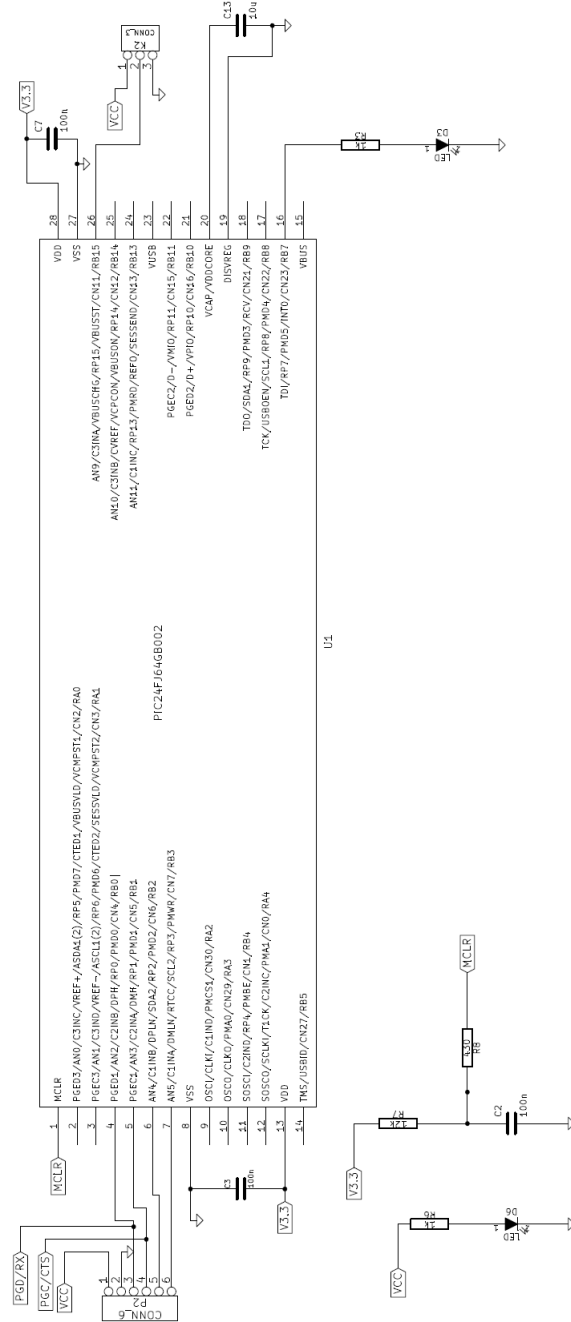


Figure 5.5: PCB del Monitor de Flujo Respiratorio, microcontrolador.



Figure 5.6: Conexión de la tablet con el circuito y el sensor.



Figure 5.7: Máscara para respirar.



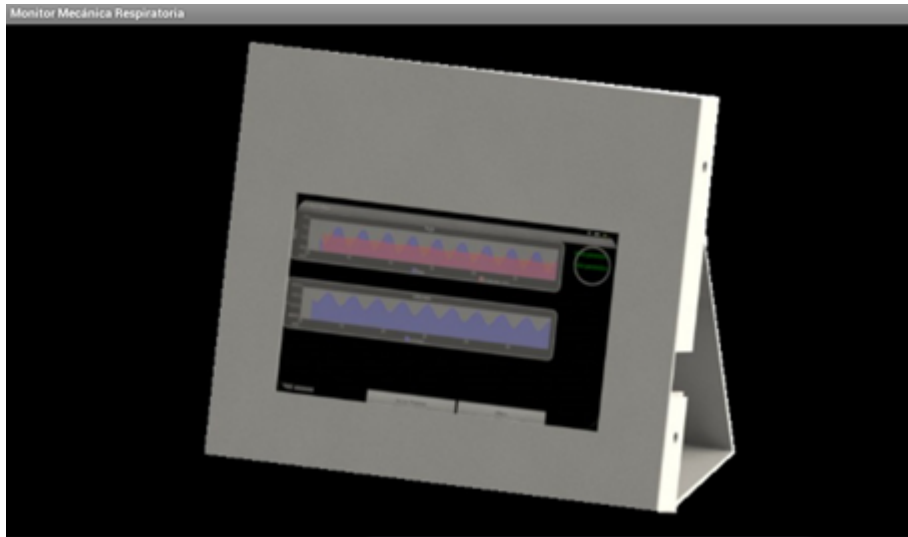


Figure 5.8: Pantalla de inicio del software.

A screenshot of the software's first entry screen. The title bar reads "Monitor Mecánica Respiratoria - Primera Entrada". Below the title bar, there is a line of text: "Los datos son tanto de la empresa como el encargado de la recepción de los equipos". The main area contains four input fields with labels to their left: "Entidad", "Numero de Identificación", "Recibe", and "Fecha de Recepción". At the bottom left, there is a button labeled "Siguiente".

Figure 5.9: Pantalla primera entrada.

Monitor Mecánica Respiratoria – Crear clave

Los datos son para crear el nuevo usuario el nivel de permiso es mayor cuando el número es menor, siendo 1 el nivel máximo de permiso

Usuario

Clave

Confirmar clave

Nivel de permiso

Crear

Figure 5.10: Creación de usuario root.

tiene que permitir almacenar algunos de los datos del paciente, para poder realizar el procesamiento de los datos, esto se muestra en la imagen 5.11

En la pantalla principal se tiene el cálculo de los índices, como apoyo también se muestra la gráfica de flujo, cada índice que esta implementado se expuso anteriormente, como se muestra en la imagen 5.12

En la pantalla mostrada se encuentran los índices que el Monitor calcula, al lado de la gráfica de tienen se tiene el índice de frecuencia respiratoria identificado como RR, superior a este se tiene el índice de tiempo de inspiración el que se identifica como Ti, al lado izquierdo de Ti se muestra el tiempo de espiración que se nombre en la pantalla como Te, enseguida está el Vt que el volumen corriente, por último en la parte superior se observan dos valores identificados como FR y EX, que son probabilidad de fracaso y probabilidad de excito respectivamente, estos valores pertenecen al índice de extubación, que en este caso son complementarios. Además de esto se tienen tres botones los cuales uno de ellos dice “0”, el cual modifica el cero de la gráfica el cual también es el cero que tienen como referencia los índices.

Monitor Mecánica Respiratoria – Paciente

Entrar los datos del paciente

Nombre

Apellido

Numero de identificación

Genero Masculino

Edad

Cancelar Aceptar

Figure 5.11: Pantalla de datos del paciente.

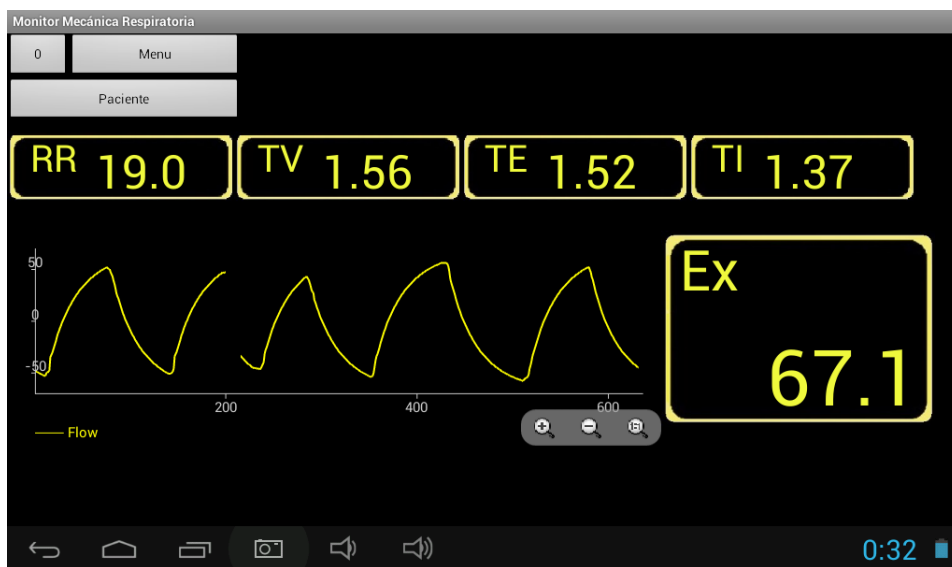


Figure 5.12: Pantalla del Monitor, donde se muestran los índices respiratorios.

El otro botón es el de “paciente”, en el cual se consulta el nombre del paciente que está conectado al Monitor, también lleva a la pantalla de paciente mencionada anteriormente, por ultimo esta el botón de menú el cual contiene otras funciones.

### 5.3 Pruebas

Las pruebas que se realizaron fueron planteadas para poder comparar las medidas tomadas por el Monitor de Flujo Respiratorio y el espirómetro Spirobank G fabricante MIR, para este proceso se tuvo un paciente, el cual se le tomó la respiración, por medio del dispositivo y del espirómetro, teniendo las mismas condiciones en cuanto a temperatura y estado de la persona (no estar agitada), evitando que se alterara y cambiara su actividad física. Con esto se logra plantear una prueba de hipótesis en donde se verifique que los valores medidos por el Monitor sean los mismos valores de flujo respiratorio, el volumen tidal, tiempo de espiración e inspiración, que se obtuvieron en el espirómetro usado en esta etapa, usando el siguiente protocolo:

- El paciente debe estar relajado.
- Durante el periodo que dure el ensayo, el paciente no puede cambiar de actividad física.
- El paciente respirara durante 30 segundos en el monitor y luego otros 30 segundos en el espirómetro.
- Las repeticiones se realizan cada 2min, hasta completar 50 muestras.

Los resultados son mostrados en los cuadros 5.1 y 5.2

El índice de extubación, se realizó el cálculo del índice con los valores mostrados por el espirómetro y se comparó con los valores que se obtuvieron del Monitor, de igual forma que en el anterior la verificación se realizó por prueba estadística, la cual fue una prueba de hipótesis.

En este trabajo se tiene múltiples variables, del Monitor y del Espirómetro, para esto se realizó una prueba de hipótesis para saber si las variables, se pueden considerar iguales o si por el contrario son diferentes. En los cuadros

5.1 y 5.2 se muestra la media y la desviación estándar para los índices evaluados, los cuales son: RR la frecuencia respiratoria en respiraciones por minuto,  $t_e$  tiempo de espiración en segundos,  $t_i$  tiempo de inspiración en segundos,  $V_t$  volumen tidal en litros, y el último es el nuevo índice de extubación y muestra la probabilidad de éxito (Ex) durante el procedimiento. El número de muestras tomadas en el Monitor es 50 mientras en el espirómetro es de 55.

	RR	te	ti	VT	Fr	Ex
Media	18,31	1,92	1,33	1,88	18,32	81,58
Desviación	1,78	0,44	0,29	0,28	16,79	16,79

Table 5.1: Valores hallados de la muestra del Monitor de Flujo Respiratorio.

Como el espirómetro no cuenta con el índice de extubación, lo que se realizó es tomar los valores de los demás índices (RR, te, ti y VT) y llevarlos a la función de clasificación del índice de extubación y evaluarlo.

	RR	te	ti	VT	Fr	Ex
MEDIA	17,84	1,95	1,50	2,14	16,66	83,34
DESVIACIÓN	2,99	0,54	0,31	0,52	14,66	14,66

Table 5.2: Valores hallados de la muestra del Espirómetro

Índice evaluado	Conclusión	p-valor
RR	Se acepta $h_0$	0,088
tE	Se acepta $h_0$	0,49
tI	Se acepta $h_0$	0,048
V	Se acepta $h_0$	0,015
Ex	Se acepta $h_0$	0,011

Table 5.3: Valores obtenidos de la prueba de hipótesis

Al realizar la prueba de hipótesis por cada una de los índices mencionados con un nivel de significancia del 1%, se obtiene que los valores se consideran

de medias iguales, a esta conclusión se llega al observar los valores del estadístico de prueba mostrado a continuación.

# Chapter 6

## CONCLUSIONES

Este trabajo planteó el diseño y la construcción de un prototipo de Monitor de Flujo Respiratorio para la implementación de índices de extubación, cuando el paciente se encuentra en la prueba de tubo T, basados en flujo respiratorio en unidades de cuidados intensivos, para orientar a los médicos en la toma de decisiones. Aunque el monitor se desarrolló según lo planteado se tuvieron inconvenientes en cuanto a la duración del proyecto, debido a que se prolongó fuera del tiempo previsto, además de que algunos componentes presentaron un alto desgaste y llegaron a fallar durante las pruebas que se realizaron en el proceso de desarrollo y construcción.

El prototipo consta de hardware el cual permite la adquisición y digitalización de la señal respiratoria y la envía a un dispositivo de procesamiento, este hardware toma el nivel tensión DC como referencia para marcar el cero; mientras el software del que consta el Monitor permite adquirir los datos por el puerto USB de del dispositivo el cual es una Tablet, con sistema operativo Android, este se realiza el cálculo de los índices del flujo respiratorio.

Además de los índices de flujo, permite el cálculo de un nuevo índice de extubación, que se realiza en la prueba de tubo en T y está basado en un clasificador Naive-Bayes que estima la probabilidad de ser el paciente extubado con éxito o por el contrario, fracase el proceso de extubación.

En la calibración se tuvieron inconvenientes debido a la sensibilidad que presento el sensor al momento de ser conectado en serie al espirómetro y al dispositivo que proveía el flujo de aire constante, haciendo que el valor se

tuviera que recalcular varias veces antes de hallar el factor correcto de la calibración, mientras que en las pruebas realizadas se obtuvo un desfase del valor medido por el Monitor Flujo Respiratorio y el espirómetro, esto debido que las personas varían su respiración de un momento a otro, estando en un mismo estado físico.



# Chapter 7

## TRABAJOS FUTUROS

Como trabajos futuros se plantea poder modificar la PCB para que el cruce por cero de esta no tenga que ser calibrado por un medio externo al impreso, como en este caso es el potenciómetro de cruce por cero, sino que pueda calibrarse automáticamente para poder tener el cruce por cero como el nivel DC de la señal, además de esto realizar un acondicionamiento a la interfaz de para que los índices se muestran de una forma más parecida a la de un espirómetro, con esto se puede lograr ser más amigable con los médicos y demás personal al que va dirigido el dispositivo.

Por otra parte se tendría que además de mejorar la interfaz, ofrecer la posibilidad de programar nuevos índices de extubación, que se encuentren en la literatura sobre modelos para implementar al momento del proceso de extubación, con el fin que el medico tenga una variedad de índices los cuales le aporten información durante el proceso para la toma de decisiones.

También buscar el envío de los datos para poder desarrollar nuevos índices, basados en estos, los cuales se obtuvieron al momento de utilizar el Monitor de Flujo Respiratorio y de esta forma poder colaborar a la investigación aportando nuevos datos de las zonas geográficas.

Por ultimo al ser un prototipo experimental, el Monitor de Flujo Respiratorio, no se logró realizar las pruebas clínicas, lo cual sería un trabajo futuro, que se debe realizar para poder lograr un resultado comercial del producto y de esta forma poder contribuir en las clínicas en el proceso de extubación.



# Bibliography

- [1] F. D. M. UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO, “Fisiología@ONLINE,” 2014.
- [2] J. A. F. Tresguerres, *Fisiologia Humana*. McGraW-Hill, 2003.
- [3] V. Universidad de los Andes. Merida, “Medidor de turbinaina.”
- [4] N. I. D. Martínez, “Diseño y construcción de un espirómetro digital con interfaz en labview,” 2007.
- [5] CBTis, “Fisica 2 @ONLINE,” 2014.
- [6] R. Johnston, “Pneumotach accuracy @ONLINE,” 2014.
- [7] S. E. Ltda, “Sigma electrónica @ONLINE,” 2014.
- [8] J. J. G. de la Rosa, “Conversión analógica/digital@ONLINE,” 2014.
- [9] B. G. G. Javier Alberto Chaparro Preciado, “Análisis y clasificación del patrón respiratorio de pacientes en proceso de retirada del ventilador mecánico,” 2011.
- [10] M. Tobin, “Advances in mechanical ventilation.,” 2001.
- [11] W. Cristancho Gómez, *Fundamentos de fisioterapia respiratoria y ventilación mecánica*. Manual Moderno, 2003.
- [12] G. Díaz, Orlando. Bugedo, “Liberación del paciente de ventilación mecánica.,” 2000.
- [13] J. Smith-Ágreda, *Anatomía de los órganos del lenguaje, visión y audición*. Médica Panamericana, 2004.

- [14] *Fisioterapia Respiratoria Ebook*. MAD-Eduforma.
- [15] C. Blanch and C. Tarazona, *Técnicas básicas de enfermería: técnico en cuidados auxiliares de enfermería*. Técnico en cuidados auxiliares de enfermería, Paraninfo, 2004.
- [16] *Bases de la fisiología*. Editorial Tébar Flores, S.L., 2007.
- [17] C. L. Fernández, *SISTEMA RESPIRATORIO: ANATOMÍA*.
- [18] I. Meri Vived, *Fundamentos de fisiología de la actividad física y el deporte*. Editorial medica Panamericana, 2005.
- [19] M. C. Mazzitelli, *APARATO RESPIRATORIO*. marzo 2007.
- [20] S. A. de Terapia Intensiva, *Terapia intensiva*. Editorial Médica Panamericana, 2007.
- [21] J. P. F. Juan Enrique Cimas Hernando, “Técnica e interpretación de espirometría en atención primaria programa de formación,” 2003.
- [22] IFEnt, “Convertidores analógico digitales @ONLINE,” 2014.
- [23] F. Martínez, J. García, and M. Gil, *Programa Micro: aprendizaje de microprocesadores con PC*. ACCESO RÁPIDO, Marcombo, 1994.
- [24] E. Ramírez and M. Weiss, *Introducción a los microprocesadores: equipo y sistemas*. Limusa, 1986.
- [25] E. Pérez, *Microcontroladores PIC: sistema integrado para el autoaprendizaje*. Marcombo, 2007.
- [26] J. Huertas and V. Llombart, *Arquitectura y programación de microcontroladores*. Colección: Ingeniería Informática Series, Universidad de València Servicio de Publicaciones, 1996.
- [27] J. Restrepo Angulo, *Análisis de los procesos básicos de un sistema de comunicaciones*. Universidad de Medellín, Sello editorial, 2007.
- [28] J. Gómez Campomanes, *Circuitos Eléctricos*. Universidad de Oviedo, 1991.

- [29] R. A. Ulloa Rojas, *Filtros (Aproximación y síntesis)*. Universidad Iberoamericana, 2005.
- [30] J. C. L. A. Peres Vega, Constantino. Zamanillo Sainz de la Masa, *Sistemas de telecomunicaciones*. Servicio de publicaciones de la Universidad de Cantabria, 2007.
- [31] L. Debrauwer and F. van der Heyde, *UML 2: iniciación, ejemplos y ejercicios corregidos*. Colección Recursos informáticos, Ediciones ENI, 2005.
- [32] E. López, D. Costa, and M. Samsó, *Especificación de sistemas software en UML*. e-politext, Universitat Politècnica de Catalunya. Iniciativa Digital Politècnica, 2004.
- [33] C. Muñoz, M. Velthuis, and M. de la Rubia, *Calidad del producto y proceso software*. RA-MA S.A. Editorial y Publicaciones, 2010.
- [34] I. Sommerville and M. Galipienso, *Ingeniería del software*. Fuera de colección Out of series, Pearson Educación, 2005.
- [35] B. Falgueras and U. O. de Catalunya, *Ingeniería del software*. Biblioteca multimedia: Informática, Universitat Oberta de Catalunya, 2002.
- [36] J. M. Marín Diazaraque, *Series Temporales*. 2004.
- [37] A. M. Alonso, *Introducción al Análisis de Series Temporales*. 2007.
- [38] C. C. María M. Abad-Grau, Jorge S. Ierache, “Aplicación de redes bayesianas en el modelado de un sistema experto de triaje en servicios de urgencias médicas,” 2007.
- [39] D. Nettleton, *Técnicas para el análisis de datos clínicos*. Editorial Díaz de Santos, S.A., 2012.
- [40] S. R. Javier A. Chaparro, Beatriz Giraldo, “Evaluación del clasificador naïve bayes como herramienta de diagnóstico en unidades de cuidado intensivo,” 2014.
- [41] M. E. Fernández, “Análisis de clasificadores bayesianos,” 2006.

- [42] H. Larson, *Introducción a la teoría de probabilidades e inferencia estadística*. Matemáticas y estadística, Limusa, 1978.
- [43] M. Triola, *Estadística*. Pearson Educación, 2004.
- [44] R. Levin and D. Rubin, *Estadística para administración y economía*. Pearson Educación, 2004.
- [45] R. Serway, *Física*. Prentice Hall, 1999.
- [46] C. P. Paulo Cesar Calvo, Adolfo Escobar, *Interferencia electromagnética en equipos médicos debida a equipos de comunicacion inalambrica*, pp. 90–100. Universidad, 2008.
- [47] A. S. F. Teresa Martín Blas, “Jaula de faraday.”
- [48] SERGIO, “MÉTodos de esterilizaciÓN,” 2010.
- [49] C. O. Aranda, *Ventilación mecánica*. 2012.
- [50] A. de la enfermería, “VentilaciÓN mecÁNica.,” marzo 2013.
- [51] J. Fernández, *Introducción a la Estadística Empresarial*. Juan Carlos Martínez Coll.
- [52] J. Goldston, “emc\_dellemc\_eu\_ce\_spanish.,” 2007.
- [53] Julio, “El mito de la jaula de faraday.”
- [54] F. E. R. R. Balcells, Josep. Paura, *Interferencias electromagnéticas en sistemas electrónicos*. Marcombo S.A., 1992.
- [55] D. Vay, *ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA HUMANA*. Reverte, 2008.
- [56] J. Patiño, J. Restrepo, and E. Rodríguez, *Gases sanguíneos, fisiología de la respiración e insuficiencia respiratoria aguda*. Editorial Medica Panamericana Sa de, 2005.
- [57] N. Benbourahala, *Android 4: Principios del desarrollo de aplicaciones Java*. Recursos Informáticos, Ed. ENI, 2013.
- [58] S. Pérochon, *Android: Guía de desarrollo de aplicaciones para Smartphones y Tabletas*. Expert IT, ENI Editions, 2012.

- [59] C. Sacristán and D. Fernández, *Programación en Android*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Área de Educación, 2012.
- [60] J. Soriano, *Android: Programación de dispositivos móviles a través de ejemplos*. Marcombo, 2012.
- [61] J. Gironés, *El Gran Libro de Android*. EL GRAN LIBRO DE, Marcombo, 2013.
- [62] TIEMPO, “Android domina mercado de smartphones, revela encuesta,” 2013.
- [63] Android, “Content providers @ONLINE,” 2014.





# Anexo A

## Dispositivos móviles

Los dispositivos móviles se caracterizan por ser portables, se pueden comunicar por una red de datos o por telefonía, de manera permanente o intermitente, tienen cierta capacidad de procesamiento y almacenamiento de información, además de prestar otros servicios, sin embargo un computador a pesar que realiza estas funciones no es tan portable. Los dispositivos portables se dividen según estándares en:

1. Dispositivos de datos limitados: son dispositivos que poseen una pantalla tipo texto y su tamaño es pequeño, y por lo general tienen servicio solo de WAP y SMS.
2. Dispositivos móviles de datos básicos: con pantalla media y la posibilidad de navegar a través de internet con un cursor, estos ofrecen otros servicios adicionales de los que prestan los dispositivos móviles de datos limitados, como los e-mails y un navegador básico.
3. Dispositivos de datos mejorados: poseen las mismas características de los dispositivos móviles de datos básicos, pero tienen un sistema operativo y aplicaciones más complejas.

Además de tener esta división, cada uno de los dispositivos cuenta con una serie de características como los son:

1. Pantalla: es donde se van a visualizar los datos que el dispositivo va a entregar al usuario, permite visualizar texto, gráficos, fotos entre otros, en los últimos años se ha venido integrando pantallas táctiles.

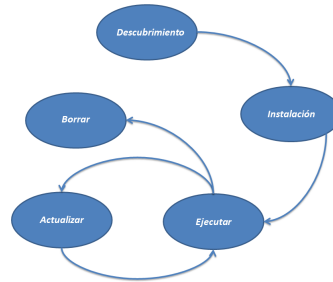


Figure A.1: Diagrama de estados de la aplicación. Fuente: Guía del curso de dispositivos móviles del SENA

2. Teclas: son por donde el usuario se conecta con el dispositivo, en algunos dispositivos solo se encuentra un teclado numérico, en otros un alfanumérico y en los más recientes el teclado está integrado a la pantalla.
3. Conexión de red: el dispositivo debe poder conectarse a una red bien sea de datos o de telefonía para el envío de datos a través de esta.
4. Memoria: para el almacenamiento de la información ya sea personal o de alguna de las aplicaciones con las que se desea trabajar. Las memoria varían desde unos cuantos kilobytes hasta llegar a los gigabytes.
5. Capacidad de procesamiento: para poder manipular la información almacenada en la memoria, y poder desarrollar los procesos y funciones que se quieren realizar.

En cada dispositivo se montan aplicaciones teniendo en cuenta la capacidad, y la memoria que tiene cada uno de ellos pero cada una de las aplicaciones que se montan en el dispositivo tiene un ciclo de vida, el cual está compuesto por cinco estados. Como se muestra es la Figura A.1 y se describen como:

1. Descubrimiento Es cuando el usuario conoce que existe la aplicación quiere instalarla, en algunos dispositivos este proceso se hace por medio de programas o gestores de aplicación, este estado culmina en el momento en que termina la descarga.
2. Instalación Este proceso comienza cuando ha terminado la descarga e iniciado la instalación de la aplicación, y los problemas que surjan se

deben informar al usuario por medio de la pantalla, se dice que una aplicación esta instalada cuando esta lista para ser usada.

3. Ejecución De acuerdo a la arquitectura y también del sistema operativo que se tiene la aplicación se puede ejecutar sobre máquinas virtuales o espacios definidos para tal fin.
4. Actualización El dispositivo, por medio de aplicación, es capaz de detectar nuevas versiones de las aplicaciones que tiene e informar al usuario para ser instaladas.
5. Borrado. Cuando la aplicación deja de prestar el servicio o el usuario ya no la quiere el dispositivo debe ser capaz de borrar la aplicación liberando el espacio que esta tenía ocupado.

En cuanto a los sistemas operativos más usados en dispositivos móviles se tiene a Android, iOS, y Windows Phone, donde el primero tiene el liderazgo del mercado, además de permitir desarrollos libre para esta plataforma, y los dispositivos en los que se encuentran son Tablet y teléfonos entre otros. Esto permite que la elección, por costo, sea Android, apoyada por el dominio que tiene en el mercado.[62]

En android la aplicación tiene un ciclo de vida el cual se muestra en la Figura A.2, los estados de este ciclo son:

- Si la aplicación está en primer plano esta *activa*.
- Si la aplicación esta opacada por otra actividad pero sigue viéndose, la actividad esta en *pausa*, y sigue con todos sus recursos pero en caso que el dispositivo necesite la memoria, puede terminar la aplicación.
- Si la aplicación está totalmente oculta al usuario por otra actividad, el estado es *detenida*, y en caso de que el dispositivo necesite memoria en otros procesos, puede terminar la aplicación.

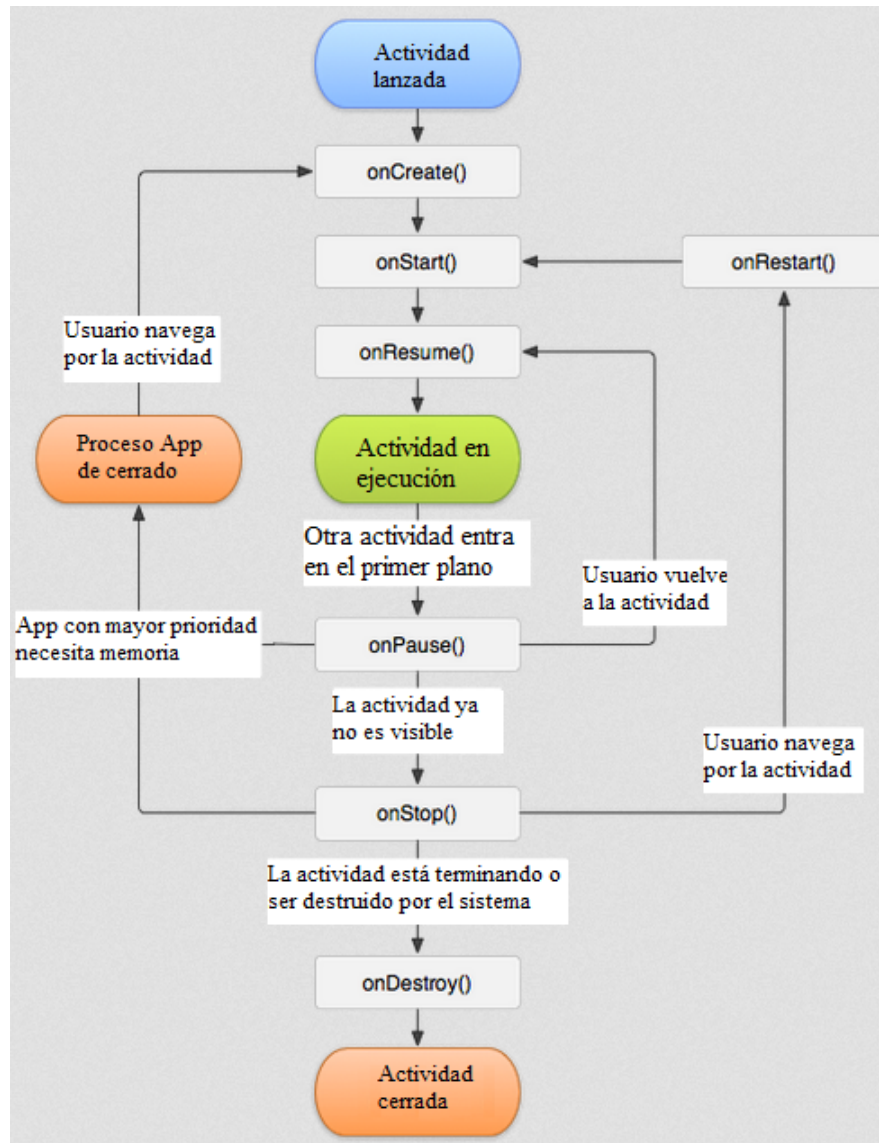


Figure A.2: Diagrama de estados de la aplicación en Android. Adaptada de <http://developer.android.com/intl/es/reference/android/app/Activity.html>

# Anexo B

## Generalidades de programación

En esta sección se revisaran las generalidades y que cosas son las que hay que tener en cuenta para poder desarrollar el proyecto en la parte de programación.

### Entorno de desarrollo

Para el desarrollo se requieren varios programas que permitan realizar las tareas de codificación y compilación, lo primero es la plataforma, donde se va a codificar, que es Java, esta es una máquina virtual que se ejecuta sobre el sistema operativo para que los programas sean portables entre sistemas, por ejemplo llevarlos de Windows a Mac, o a Linux sin que estos se vean afectados por la plataforma, además de la máquina virtual de Java se debe instalar el JDK, el cual es el kit que permite desarrollar aplicaciones, además del JDK de Java también se necesita el SDK de Android, el cual contiene las librerías para poder ejecutar las aplicaciones sobre los dispositivos portátiles.

Como se dijo al principio no solo se necesita, el compilador sino también un medio para poder realizar la codificación, que es eclipse, es un programa en el cual se pueden insertar las librerías y los demás paquetes para realizar una aplicación en Android.

### Componentes Android

Al desarrollar una aplicación se debe tener en cuenta que tiene varias partes, y cada una de ellas tiene una función,

- **Activity.** Es la más importante debido a que interacciona con la interfaz y representa las implementación de las clases.[61]
- **Fragment** se implementa como parte de una actividad, este permite flexibilizar las aplicaciones para poder adaptarla a distintos dispositivo. Por ejemplo una actividad en una Tablet puede tener dos Fragmentos en la misma actividad, mientras que estos mismos dos fragmentos en un celular pueden representar dos actividades diferentes debió al tamaño de la pantalla. [61]
- **Servicio.** A diferencia las actividades que ve el usuario en la pantalla, esta no tiene interfaz gráfica y se ejecuta en segundo plano, un ejemplo de esto es cuando se escucha música en el celular que aunque no se tiene una interfaz, la música sigue sonando hasta que entre a la aplicación que tiene la interfaz y la pare. [61]
- **Broadcast Receiver.** Es cuando se ejecuta un proceso del sistema como, que se bloquea la pantalla, recibe un mensaje entre otros. Al igual que un servicio no tienen interfaz gráfica pero a diferencia de ellos, este debe realizar tarea ligeras, por ejemplo iniciar un nuevo servicio, o llamar una interfaz. [61]
- **Content Provider.** Administran el acceso a un conjunto de datos estructurados, encapsulando los datos y dando seguridad a los datos, generando una sola conexión a código.[63]
- **Intent.** Es una descripción abstracta de una operación a realizar. Permite que varias aplicaciones se conecten, lansando nuevas actividades. [63]

## Crear Botones y Cuadros de texto.

Para poder crear los botones, y los cuadros de texto, eclipse facilita la implementación, teniendo definida la pantalla, al poder arrastrar y poner los elementos dentro de la pantalla como se desean, imagen B.1. Al pasar al archivo XML, se le cambian las propiedades a los elementos, dándole la identificación única que luego será usada para poder ser llamados y entrada la información, de igual forma se hace con los cuadros de texto. [58, 57]

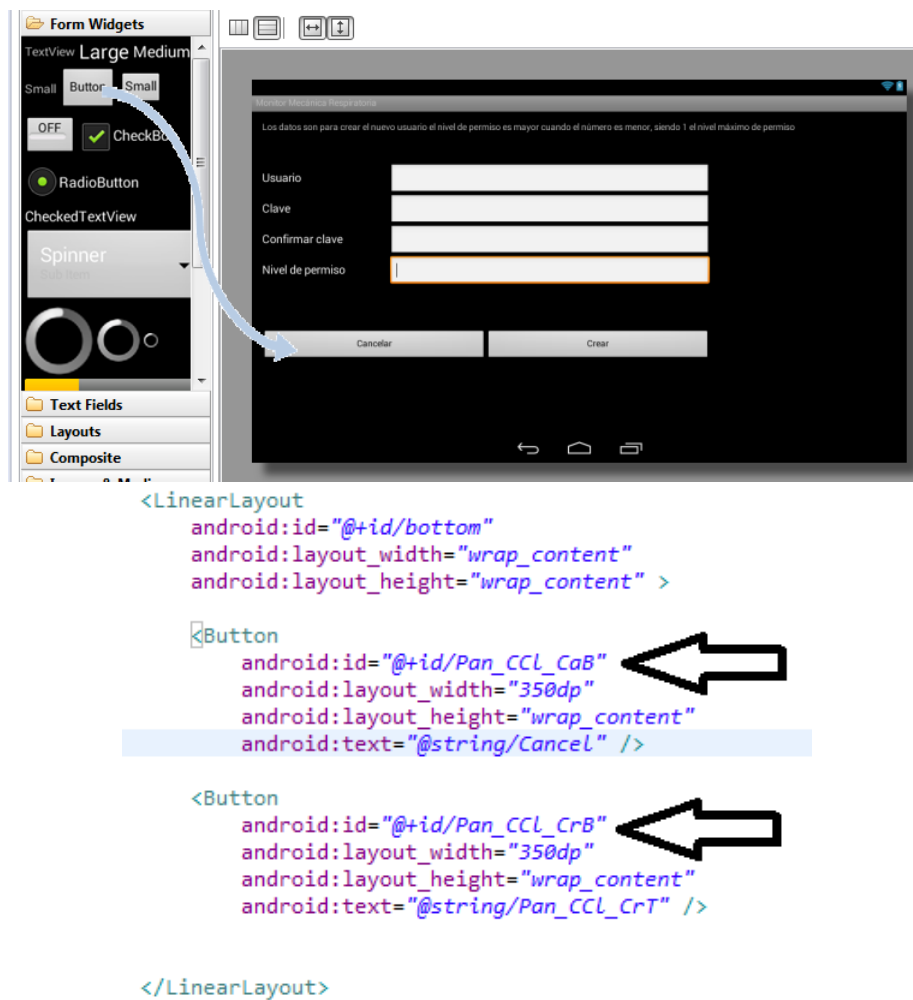


Figure B.1: Como se pone el botón en la interfaz, y como se pone el identificador único (ID)

```

private EditText usu;
private EditText cla;
private EditText ccl;
private EditText npe;
private Button can;
private Button cre;
private Context mContext;

private ArrayList<Integer> senal;
private double dominio[];

@Override
protected void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    super.onCreate(savedInstanceState);
    setContentView(R.layout.activity_crearclave);

    usu = (EditText)findViewById(R.id.Pan_CCL_NUE);
    cla = (EditText)findViewById(R.id.Pan_CCL_CLE);
    ccl = (EditText)findViewById(R.id.Pan_CCL_CCE);
    npe = (EditText)findViewById(R.id.Pan_CCL_NPE);
    can = (Button)findViewById(R.id.Pan_CCL_CaB);
    cre = (Button)findViewById(R.id.Pan_CCL_CrB);

```

Figure B.2: Llamado de los elementos a la clase para realizar las acciones.

```

cre.setOnClickListener(new OnClickListener(){
    public void onClick(View v){
        Toast.makeText(mContext, usu.getText().toString(), Toast.LENGTH_SHORT).show();
    }
});

```

Figure B.3: Ejemplo de implementación del clic en el botón.

Luego dentro de la clase de la actividad se llaman los elementos que se han puesto en la interfaz, de acuerdo a su clase, como se muestra en la imagen B.2.

Para tomar los datos que contiene los cuadros de texto se implementa el método `getText()` luego de este el método `toString()`, esto permite obtener la cadena que está dentro del cuadro de texto para poder realizar los análisis, dando la siguiente sintaxis `CuadroTexto.getText().toString()`; para poder realizar las acciones de los botones al oprimirlo, se usa el método `setOnClickListener` el cual permite tomar el llamado y realizar la acción que se le ha asignado, por ejemplo en la imagen B.3 se muestra el código para que al hacer clic en el botón se imprima lo del cuadro de texto.[58, 59]

## Almacenamiento de datos

En Android para realizar el almacenamiento de datos, se debe tener en cuenta, como se desea realizar, si en la memoria externa, o en la memoria interna, además si los datos en la memoria interna son de lectura y escritura o solo de lectura.



Cuando se almacenan datos en la memoria interna se realiza de la forma que se muestra en la Figura B.4, y para poder realizar la lectura se muestra en la Figura B.5

```

public int guardarClave(String Nombre, ArrayList<String> data) {
    int retorno = 0;
    ArrayList<String> guardado;
    try {
        if(conArc(Nombre)){
            guardado = leerClave(Nombre);
            for (int i = 0; i < guardado.size(); i++) {
                String[] usu = guardado.get(i).split(";");
                if(data.get(0).equals(usu[0])){
                    throw new Exception("Usuario no valido");
                }
            }
        }else{
            guardado = new ArrayList<String>();
        }
        OutputStreamWriter fout = new OutputStreamWriter(openFileOutput(Nombre,Context.MODE_PRIVATE));
        for (int i = 0; i < guardado.size(); i++) {
            fout.write(guardado.get(i));
            fout.write("\n");
        }
        for (int i = 0; i < data.size(); i++) {
            fout.write(data.get(i));
            fout.write(";");
        }
        fout.close();
        retorno = 1;
    } catch (Exception e) {
        if(e.getMessage().toString().equals("Usuario no valido")){
            retorno = 2;
        }else{
            retorno = 0;
        }
    }
}
return retorno;

```

Figure B.4: Almacenar datos en la memoria interna.

```
public ArrayList<String> leerIn(String Nombre) {  
    ArrayList<String> data = new ArrayList<String>();  
    try {  
        BufferedReader fIn = new BufferedReader(new InputStreamReader(  
            openFileInput(Nombre)));  
        String cadena = fIn.readLine();  
        data.add(cadena);  
        fIn.close();  
    } catch (Exception e) {  
        data.clear();  
    }  
    return data;  
}
```

Figure B.5: Leer datos en la memoria interna.



## Anexo C

# Interferencia electromagnética

Uno de los problemas que se tienen en el momento de la toma de la señal, es que por emisiones del medio, la señal genera interferencias al interactuar con los campos electromagnéticos externos y los caminos del circuito impreso, debido a que estos se comportan como espiras y toman del medio señales que se mezclan con la medición realizada.

Por lo tanto se debe tener en cuenta que la interferencia electromagnética (EMI) se da al interactuar un campo con el circuito, ocasionando un mal funcionamiento. Esto define la compatibilidad electromagnética (EMC), que es la capacidad de un dispositivo, para poder trabajar en un ambiente de interferencia y funcionar satisfactoriamente sin producir alteraciones en el medio. Por otra parte, se encuentra la susceptibilidad electromagnética (EMS), que consiste en el nivel que posee un equipo para funcionar bajo condiciones de interferencia.

Para controlar las interferencias se utilizan blindajes función es reducir el campo electromagnético que presenta el circuito. Cada blindaje tiene una efectividad, que esta dada por cuanta señal del medio llega hasta el circuito, lo cual depende de la geometría del campo, la frecuencia, tipo de campo, la polarización y la dirección que tenga. Los blindajes se pueden clasificar desde inofensivos o inefectivos hasta muy efectivos. Los primeros con una atenuación entre cero y diez dB mientras los segundos con una atenuación mayor de noventa dB. Dicha atenuación se puede hacer de múltiples formas. En una de ellas, la de pérdida por absorción, el material genera corrientes inducidas logrando que la señal pierda amplitud de forma exponencial, disi-

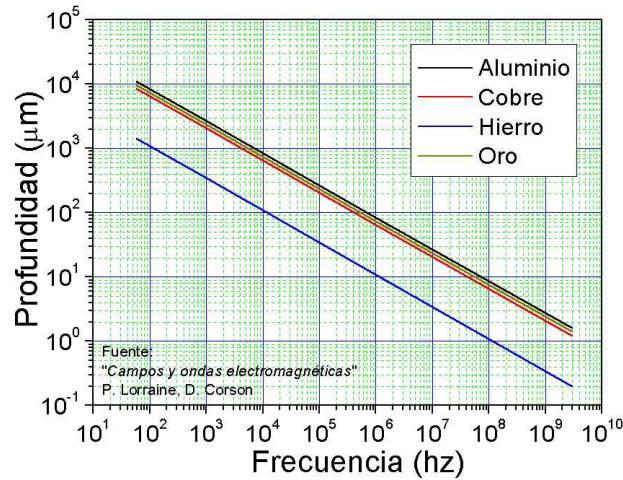


Figure C.1: Penetración de señal según material usado. Adaptada de [http://gluonconleche.blogspot.com/2005\\_11\\_01\\_archive.html](http://gluonconleche.blogspot.com/2005_11_01_archive.html)

pando sobre la superficie la energía que absorbió en forma de calor obteniendo como resultado un mejor desempeño en baja frecuencia. En otra forma, la pérdida por reflexión, que se presenta al llegar la onda al material y reflejarse una parte y la otra parte atravesar el material, se produce una mejor respuesta en frecuencia alta. Para obtener un buen blindaje se debe realizar una mezcla de los dos tipos.

Un ejemplo de este blindaje es la jaula de Faraday, como lo muestra el libro de campos y ondas electromagnéticas, dependiendo del material con que está hecho, puede atenuar mejor la señal con un menor ancho del blindaje. En la Figura C.1, se observa que el material que mejor se comporta porque necesita menor ancho para obtener mayor atenuación, es el hierro. Pero en algunos casos no basta con colocar la jaula de Faraday, sino que se hace necesario aterrizarla para tener un mejor efecto en la atenuación del ruido debido a la interferencia ocasionada por los campos.

# Anexo D

## Datos Obtenidos

En el momento de la toma de los datos según el protocolo la sección de pruebas, se obtuvieron los siguientes resultados, donde RR es la frecuencia respiratoria donde la unidad de medida es respiraciones por minuto, tE es el tiempo de espiración en segundos, tI es el tiempo de inspiración en segundos, VT es el volumen tidal en litros y los dos últimos de la tabla componen el índice de entubación debido a que se expresan en porcentaje, Fr es la probabilidad de fracaso del proceso de extubación, mientras que Ex es el porcentaje de éxito de la extubación.

RR	tE	tI	VT	Fr	Ex
20,00	1,75	1,34	1,66	20,40	79,50
16,00	3,98	1,18	2,40	0,00	99,90
19,00	3,37	1,40	2,19	0,00	99,90
19,00	1,90	1,23	1,60	9,30	90,60
19,00	1,51	1,27	1,27	29,50	70,40
16,00	1,85	1,77	1,81	28,30	71,60
19,00	2,10	1,60	1,32	8,00	91,90
17,00	1,89	1,43	1,80	10,00	89,90
17,00	1,87	1,53	1,59	14,10	85,80
18,00	1,95	1,66	1,93	17,50	82,40
18,00	1,90	1,76	1,71	28,60	71,30
17,00	1,95	1,34	1,65	7,20	92,70
19,00	1,94	1,14	1,93	7,50	92,40
18,00	2,02	1,12	2,20	4,80	95,10

18,00	1,82	1,34	1,86	12,10	87,80
17,00	1,98	1,39	1,80	6,40	93,50
20,00	1,84	1,10	2,06	12,90	87,00
19,00	1,78	1,29	1,84	16,30	83,60
19,00	1,80	1,27	1,81	13,50	86,40
18,00	1,77	1,30	1,86	14,20	85,70
17,00	2,07	1,39	1,81	4,20	95,70
17,00	1,96	1,30	2,00	6,40	93,50
19,00	1,64	1,27	1,74	22,10	77,80
19,00	1,45	1,44	1,57	40,60	59,30
18,00	1,50	1,65	1,54	51,50	48,40
20,00	1,29	1,44	1,59	51,80	48,10
18,00	2,26	1,00	2,38	1,30	98,60
17,00	2,01	1,17	2,08	4,40	95,50
20,00	1,82	1,09	2,05	13,80	86,10
21,00	1,69	0,85	2,04	29,10	70,80
22,00	1,75	0,77	2,23	29,90	70,00
21,00	1,76	0,83	2,22	24,00	75,90
20,00	1,82	0,85	2,19	18,20	81,70
24,00	1,45	0,84	1,81	52,60	47,30
18,00	2,00	1,00	2,26	5,60	94,30
16,00	2,30	1,80	1,95	4,20	95,70
18,00	2,00	1,41	1,78	7,10	92,80
17,00	1,71	1,71	1,83	38,30	61,60
17,00	1,70	1,58	1,56	28,30	71,60
20,00	1,27	1,44	1,36	53,10	46,80
17,00	1,45	1,86	1,75	74,00	25,90
21,00	1,61	1,13	1,95	26,80	73,10
18,00	2,08	1,03	2,37	3,50	96,40
18,00	2,05	0,90	2,34	5,00	94,90
19,00	2,01	1,31	1,75	6,20	93,70
17,00	2,12	1,33	2,11	2,80	97,10
15,00	1,94	1,80	2,13	23,30	76,60
15,00	2,14	1,65	1,96	5,10	94,80
19,00	1,68	1,58	1,60	34,60	65,30
18,00	2,04	1,39	1,50	5,70	94,20



15,00	2,62	1,80	2,04	0,40	99,50
-------	------	------	------	------	-------

Table D.1: Tabla de valores tomados durante la prueba del Monitor de Flujo Respiratorio.

Como el espirómetro utilizado en la prueba no contiene los índices de extubación, se halla el valor con los datos obtenidos y se halla las probabilidades de éxito y fracaso según lo mencionado en la sección de índice de extubación.

RR	tE	tI	VT	Fr	Ex
16,04	2,97	0,76	1,55	0,00	100,00
15,61	2,72	1,11	1,65	0,02	99,98
14,15	3,18	1,05	1,69	0,00	100,00
14,72	3,00	1,06	1,31	0,00	100,00
16,85	2,64	0,92	1,47	0,07	99,93
11,72	3,25	1,85	1,71	0,00	100,00
14,63	2,46	1,63	1,54	0,40	99,60
19,91	1,83	1,18	1,38	9,43	90,57
16,07	2,50	1,22	1,88	0,13	99,87
16,00	2,33	1,40	2,24	0,43	99,57
11,80	3,72	1,35	2,21	0,00	100,00
18,90	1,87	1,30	1,25	8,27	91,73
19,62	1,87	1,18	1,41	7,76	92,24
18,99	1,66	1,49	2,01	18,30	81,70
16,34	2,11	1,55	1,85	2,78	97,22
16,05	1,98	1,74	2,43	7,93	92,07
21,77	1,42	1,33	2,39	26,69	73,31
21,80	1,27	1,48	2,05	44,00	56,00
22,65	1,27	1,37	2,02	40,52	59,48
18,05	1,76	1,55	2,18	13,35	86,65
18,39	1,93	1,33	2,09	4,66	95,34
16,07	1,93	1,80	2,17	14,17	85,83
19,93	1,59	1,41	3,19	12,33	87,67

16,26	2,02	1,66	2,20	5,44	94,56
20,64	1,52	1,38	2,33	21,86	78,14
19,82	1,48	1,54	2,24	30,58	69,42
21,50	1,43	1,35	2,25	27,60	72,40
19,09	1,61	1,53	2,13	22,11	77,89
17,53	1,79	1,62	2,53	12,13	87,87
19,59	1,71	1,34	1,93	13,14	86,86
16,39	2,00	1,65	2,40	5,34	94,66
17,95	1,72	1,61	2,78	13,84	86,16
17,47	1,81	1,62	2,07	13,59	86,41
22,53	1,44	1,21	1,29	34,24	65,76
25,43	1,26	1,09	1,83	44,23	55,77
16,34	1,79	1,88	2,43	29,67	70,33
17,56	1,69	1,71	1,60	30,41	69,59
16,76	1,84	1,73	2,25	15,56	84,44
18,40	1,74	1,51	3,01	9,11	90,89
19,39	1,59	1,49	3,04	14,89	85,11
26,52	1,03	1,22	1,78	53,96	46,04
14,94	1,95	2,06	2,19	38,36	61,64
15,65	1,99	1,84	2,69	10,11	89,89
13,66	2,23	2,15	3,47	10,47	89,53
14,91	1,95	2,06	2,47	35,16	64,84
16,74	2,10	1,48	1,64	2,74	97,26
15,37	2,68	1,21	1,53	0,03	99,97
19,24	1,90	1,21	1,58	6,30	93,70
19,93	1,56	1,44	2,04	22,99	77,01
19,40	1,41	1,67	2,05	46,32	53,68
20,65	1,46	1,44	2,18	28,53	71,47
18,35	1,68	1,58	2,66	15,73	84,27
20,09	1,51	1,47	2,85	20,16	79,84
14,85	1,96	2,07	2,88	30,76	69,24
14,44	2,11	2,04	2,98	13,19	86,81
15,71	1,80	2,01	2,61	43,19	56,81

Table D.2: Tabla de valores tomados durante la prueba del espirómetro.





# Anexo E

## Manual del usuario

En el presente manual se describirán los procedimientos que se deben tener en cuenta al momento de usar el Monitor de Flujo Respiratorio.

El sensor está compuesto por tres partes, la primera es la que se conecta al paciente, está compuesta de un tubo el cual tiene dos orificios donde se conectan dos mangueras que corresponden a la segunda parte, estos interconectan a la caja donde está el transductor; los tubos son transparentes, los cuales se deben ver sin líquidos u otros elementos que obstruyan el paso del aire y no deben estar presionados ni cortados. La última parte es una caja donde se encuentra el transductor de presión diferencial, en donde por un lado está la entrada de las mangueras mientras en el opuesto se encuentra un puerto USB.

Para el inicio del sistema debe estar conectado el sensor en la parte superior izquierda y verificar que esté totalmente conectado, además de esto el



Figure E.1: Sensor de flujo y transductor a señal eléctrica.



Figure E.2: Pantalla primera entrada.

puerto no debe tener ningún objeto que lo obstruya y ni estar húmedo, al ser un puerto USB, tiene un único sentido, es decir obliga a que haya una única forma de conectarlo.

En la parte posterior derecha, se encuentra un hueco en el cual hay un botón, este botón sirve para prender y apagar el equipo, al momento que se desee prender el equipo se debe tener presionado el botón hasta que en la pantalla aparezca una imagen en la Tablet, también se tiene que este botón enciende y apaga la pantalla para el ahorro de energía, para esto se tiene que el botón se debe presionar una vez sin estar oprimido constante; para apagar el Monitor se debe tener presionado el botón y al salir el letrero preguntando se desea apagar el equipo, se debe oprimir que sí.

El usuario antes de conectar el sensor al paciente, debe verificar que el valor que está mostrando el equipo sea cero, o de lo contrario oprimir el botón 0 (cero), que aparece en la interfaz para del dispositivo ponga el valor que muestra sin conectarse en cero.

En el caso que se descargue el Monitor, se tiene un cable de poder que se conecta en la parte posterior, el conector es de color negro se encuentra en el medio.

En el momento de encender el Monitor, muestra la pantalla de inicio, y una de recepción.

Luego se tiene la pantalla de creación de usuario, para los permisos que se deben de dar.

Figure E.3: Pantalla para la creación del administrador.

Figure E.4: Pantalla para la recolección los datos del paciente.

En las pantallas se llenan los datos y le dan siguiente. Luego de llenar los datos del paciente, esto en pro de tener datos para la investigación.

Al momento que el Monitor no responda con el cero, o no muestre la señal de forma correcta, se deberá realizar un mantenimiento, que consiste en calibrar el cero por medio del potenciómetro que se encuentra en la parte izquierda. Otro de los inconvenientes que se pueden generar es que el equipo se reinicie o se apague, en cualquiera de los casos el Monitor debe ser reiniciado y dejarlo por lo menos dos minutos.

Para la limpieza se debe tener en cuenta la Figura 5.6, donde se muestran las conexiones que tiene la PCB, y las cuales se deben mantener después de haber realizado una limpieza el circuito con un cepillo suave, y teniendo cuidado de no desprender ningún elemento de las misma sin dejar trastos de líquidos o cualquier material conductor.

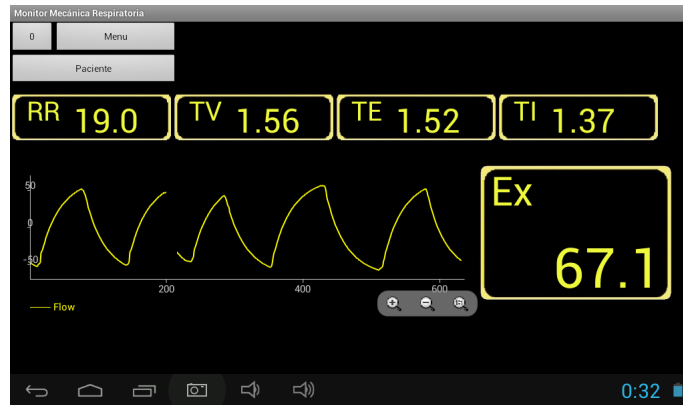


Figure E.5: Pantalla de análisis.

Al momento de conectar el sensor a la tarjeta, se debe revisar que la alimentación este en el sentido que es, porque de lo contrario se quemara el sensor al momento de prender el Monitor, además de estar conectado, en enseguida del puerto del potenciómetro de cruce por cero. Luego realizar la conexión del puerto USB que conecta la tarjeta a la Tablet. En la parte posterior se encuentra el cargador de Tablet, el cual está conectado por un cable para conectar y desconectar de forma rápida.