



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TESIS PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRÓNICO EN AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

AUTOR: ORBE MARTÍNEZ, YESENIA ALEXANDRA

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO
DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO MÁXIMO CON
ANDROID**

DIRECTOR: ING. ALULEMA, DARWIN MSc.

CODIRECTOR: ING. PINEDA, FLAVIO MSc.

SANGOLQUÍ, ABRIL 2015

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

CERTIFICADO

Ing. Darwin Alulema MSc.

Ing. Flavio Pineda MSc.

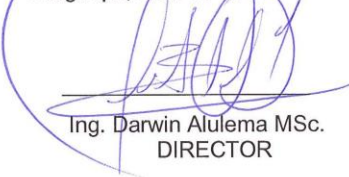
CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado: "DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO MÁXIMO CON ANDROID", realizado por la Srta. Yesenia Alexandra Orbe Martínez, ha sido guiada y revisada periódicamente y cumple con las normas estatutarias por la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE, en el reglamento de estudiantes de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.

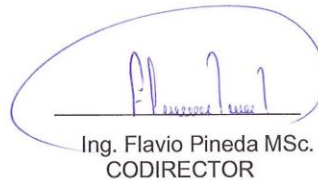
Debido a que se trata de un trabajo de investigación recomiendan su publicación.

El mencionado trabajo consta de un documento empastado y un disco compacto el cual contiene los archivos en formato portátil de Acrobat (pdf). Autorizan a la Srta. Yesenia Alexandra Orbe Martínez que lo entreguen al Ing. Luis Orozco, en su calidad de coordinador de la carrera.

Sangolquí, Abril de 2015



Ing. Darwin Alulema MSc.
DIRECTOR



Ing. Flavio Pineda MSc.
CODIRECTOR

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

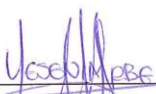
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

YESENIA ALEXANDRA ORBE MARTÍNEZ

DECLARO QUE:

El proyecto de grado titulado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO CON ANDROID”, ha sido desarrollado con base a investigación exhaustiva, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan al pie de página correspondiente, cuyas fuentes se incorporan en bibliografía. Por consecuente este trabajo es de mi autoría.

Sangolquí, Abril de 2015



Yesenia Alexandra Orbe Martínez


UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS – ESPE
INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

AUTORIZACIÓN

Yo, Yesenia Alexandra Orbe Martínez

Autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE la publicación, en la biblioteca virtual de la institución, el proyecto de grado titulado “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO MÁXIMO CON ANDROID” cuyo contenido, ideas y criterios es de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Sangolquí, Abril de 2015



Yesenia Alexandra Orbe Martínez

DEDICATORIA

A Dios, por la salud, por la vida.

A mis padres, Edwin y Jenny, por su esfuerzo para verme crecer personal y profesionalmente, por sus palabras de aliento y respaldo ante los problemas que se presentaron en este camino, por ser mi guía y enseñarme las virtudes y valores que debo aplicar para conseguir mis metas con honradez y sacrificio.

A mis hermanas, Carla y Nathaly, mi sobrino Mateo porque me enseñan que la responsabilidad, el sacrificio, la entrega, no es una cuestión de edad, sino una cuestión de actitud.

A mi abuelito Guillermo, un ser muy especial, que fue mi mayor fortaleza y que a pesar de no tenerlo físicamente desde el cielo me dio toda la bendición para culminar una etapa más de mi vida.

Yesenia Alexandra Orbe Martínez

AGRADECIMIENTO

A Dios por haberme llenado de bendiciones cada momento de mi vida.

A mis Padres y Hermanas por ser mi apoyo incondicional, al estar conmigo en mis logros y disfrutar conmigo la felicidad de ver mis metas cumplidas.

Al Señor Director de Carrera Ing. Luis Orozco por enseñarme valores que complementan mi formación profesional.

A mis Directores de Tesis, Ing. Darwin Alulema e Ing. Flavio Pineda, por su buena predisposición para guiarme en este proceso para culminarlo con éxito.

Yesenia Alexandra Orbe Martínez

ÍNDICE

CAPÍTULO 1	1
GENERALIDADES	1
1.1 INTRODUCCIÓN	1
1.1.1 ANTECEDENTES.....	1
1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA	3
1.3 ALCANCE DEL PROYECTO	3
1.4 OBJETIVOS	4
1.4.1 GENERAL	4
1.4.2 ESPECÍFICO.....	4
1.5 MARCO TEÓRICO.....	4
1.5.1 IMPORTANCIA DE LA RESPIRACIÓN	4
1.5.2 PATOLOGÍAS DEL SISTEMA RESPIRATORIO	5
1.5.3 INSUFICIENCIA RESPIRATORIA.....	8
CAPÍTULO 2	10
ESTUDIO DE LOS MÉTODOS DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO	10
2.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA RESPIRATORIO	10
2.1.1 SISTEMAS DEL CUERPO HUMANO	10
2.1.2 SISTEMA RESPIRATORIO.....	14
2.1.3 VOLÚMENES Y CAPACIDAD PULMONAR	16
2.1.4 EVALUACIÓN DE FUNCIONAMIENTO VENTILATORIO	18
2.1.5 ESPIROMETRÍA.....	19
2.2 FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO O PEF	20
2.2.1 FACTORES PARA LA MEDICIÓN DEL PEF	21

2.2.2	INTERPRETACIÓN DE LA ESPIROMETRÍA	22
2.3	CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRIA.....	30
2.4	LIMITACIONES DE LA ESPIROMETRIA.....	30
2.5	TIPOS DE ESPIROMETROS.....	31
2.6	REQUERIMIENTOS DEL USUARIO DE UN ESPIROMETRO	32
2.7	REQUERIMIENTOS ESTRUCTURALES	33
2.7.1	ESPACIO FÍSICO Y MATERIAL.....	33
2.7.2	CONDICIONES PREVIAS AL ESTUDIO	33
	CAPITULO 3.....	35
	ANDROID Y TARJETAS DE ADQUISICIÓN	35
3.1	INTRODUCCIÓN	35
3.2	ANDROID.....	36
3.3	TARJETAS IOIO Y ARDUINO	37
3.4	VENTAJAS DE LA TARJETA IOIO.....	39
3.4.1	SEMEJANZAS Y DIFERENCIAS DE UNA TARJETA ARDUINO Y IOIO	
3.5	SOFTWARE NECESARIO PARA APLICACIONES ANDROID	41
3.6	DESCRIPCIÓN DE LAS LIBRERÍAS IOIO	43
3.7	DESCRIPCIÓN DE MÉTODOS UTILIZADOS	44
	CAPITULO 4.....	52
	DESARROLLO E IMPLEMENTACION DEL HARDWARE Y SOFTWARE	52
4.1	DISEÑO DE HARDWARE	52
4.1.1	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	52
4.1.2	DIAGRAMAS DE BLOQUES	53
4.1.3	DISEÑO DE LA ETAPA DE SENSAMIENTO	54

4.1.4	TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.....	62
4.1.5	ALIMENTACIÓN PARA LA TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.....	65
4.1.6	DISPOSITIVO MÓVIL	68
4.2	DISEÑO DE SOFTWARE	70
4.2.1	DIAGRAMA DE FLUJO PARA EL DISPOSITIVO MÓVIL	70
4.2.2	DIAGRAMA DE FLUJO PARA EL CONTROL EN EL DISPOSITIVO MÓVIL	71
4.2.3	DIAGRAMA DE CASO DE USO	73
4.2.4	DIAGRAMA DE ESTADOS.....	74
4.2.5	DIAGRAMA DE CLASE	74
4.2.6	TABLAS ESPIROMÉTRICAS	77
4.2.7	CALIBRACIÓN DEL SENSOR	79
4.3	DISEÑO DE LA INTERFAZ GRAFICA DE USUARIO.....	82
	CAPITULO 5.....	87
	PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	87
5.1	PRUEBAS DE HARDWARE Y SOFTWARE	87
	CAPITULO 6.....	94
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	94
6.1	CONCLUSIONES.....	94
6.2	RECOMENDACIONES.....	96
	BIBLIOGRAFÍA.....	98

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Clasificación de la severidad de la restricción.....	25
Tabla 2	Clasificación de la severidad de la obstrucción	28
Tabla 3	Resumen de Patrones de la espirometría.....	29
Tabla 4	Características de las tarjetas Arduino y Sparkfun IOIO.....	38
Tabla 5	Explicación de las partes de la tarjeta Android IOIO de la Figura 17.39	
Tabla 6	Requerimiento de boquilla	55
Tabla 7	Parámetros de sensores Fairchild QRD1113/1114 y Cebek C-7288.	58
Tabla 8	Tabla de características técnicas de IOIO y Arduino	64
Tabla 9	Tabla comparativa de teléfonos móviles	69
Tabla 10	Rangos normales de una espirometría en hombres	77
Tabla 11	Rangos normales de una espirometría en mujeres	77
Tabla 12	Rangos normales de una espirometría en niños ambos sexos.....	78
Tabla 13	Rangos normales de una espirometría en adolescentes	79
Tabla 14	Resultados obtenidos en los pacientes.....	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Sistema Humano	11
Figura 2. Órganos y aparatos del cuerpo humano	11
Figura 3. Sistemas del cuerpo humano	14
Figura 4. Sistema respiratorio	15
Figura 5. Proceso de ingreso de oxígeno y expulsión de dióxido de carbono ..	15
Figura 6. Volúmenes pulmonares estáticos	18
Figura 7. Valores normales de parámetros espirométricos.....	22
Figura 8. Interpretación de los patrones espirométricos	23
Figura 9. Patrón restrictivo en una curva volumen vs tiempo	24
Figura 10. Patrón restrictivo en una curva volumen vs tiempo	24
Figura 11. Patrón obstructivo en una curva volumen vs tiempo	26
Figura 12. Patrón obstructivo en una curva flujo vs volumen.....	27
Figura 13. Patrón mixto en una curva volumen vs tiempo	28
Figura 14. Patrón mixto en una curva flujo vs volumen	29
Figura 15. Sistema de capas de Android	36
Figura 16. Tarjeta Arduino y IOIO	37
Figura 17. Partes de la tarjeta Android IOIO	38
Figura 18. Relación de componentes	42
Figura 19. Capa grafica XML	45
Figura 20. Código XML	45
Figura 21. Ciclo de programación en dispositivo móvil	47
Figura 22. Ciclo de programación en dispositivo móvil	48
Figura 23. Diagrama de bloques del prototipo	53
Figura 24. Diagrama de bloques del sensamiento	54
Figura 25. Tubo de fibra.....	56
Figura 26. Diámetro del tubo de fibra.....	56
Figura 27. Lamina de metal	57
Figura 28. Orificios para los sensores.....	57
Figura 29. Sensor emisor y receptor	60
Figura 30. Diseño del circuito en Proteus	61
Figura 31. Diseño del ruteado del circuito en Proteus	62
Figura 32. Diseño del circuito ya implementado	62
Figura 33. Integrado 7805.....	66
Figura 34. Diseño del circuito en Proteus	67
Figura 35. Diseño del ruteado en Proteus	67
Figura 36. Diseño del circuito implementado	68
Figura 37. Diagrama de flujo de funcionamiento de la espirometría	71
Figura 38. Diagrama UML.....	72
Figura 39. Diagrama caso de uso	73
Figura 40. Diagrama de estados.....	74

Figura 41. Diagrama de clases	76
Figura 42. Diagrama de flujo para la calibración del sensor	81
Figura 43. Interfaz gráfica de inicio	82
Figura 44. Interfaz gráfica del ingreso de datos para realizar la espirometría ..	83
Figura 45. Ventana de aviso que se está realizando la espirometría.....	84
Figura 46. Interfaz gráfica de la espirometría realizada	84
Figura 47. Interfaz gráfica del resultado de la espirometría	85
Figura 48. Interfaz gráfica de envío de reporte al mail.....	86
Figura 49. Espirómetro de marca comercial Vitalograph	88
Figura 50. Dispositivos para la espirometría	89
Figura 51. Gráfica (Edad & PEF) de mujeres, del prototipo comercial y el prototipo diseñado	91
Figura 52. Gráfica de las mediciones realizadas del dispositivo comercial y el prototipo diseñado	91
Figura 53. Gráfica (Edad & PEF) de hombres, del prototipo comercial y el prototipo diseñado	92
Figura 54. Gráfica de las mediciones realizadas del dispositivo comercial y el prototipo diseñado	93

RESUMEN

En el presente artículo, se diseña e implementa un prototipo de un espirómetro capaz de medir el PEF (flujo espiratorio máximo) de una persona. El diseño del prototipo se lo realiza en cinco etapas: la primera etapa se diseña el sensamiento, acoplamiento de señales y estructura mecánica del prototipo, la segunda etapa es la encargada de recibir la señal emitida por el sensor mediante una tarjeta de adquisición de datos IOIO, en la tercera etapa se diseña un circuito regulador de voltaje el cual provee alimentación a la tarjeta IOIO, la cuarta etapa es la presentación de los resultados en un dispositivo móvil dicha etapa contiene una interfaz gráfica capaz de permitir la interacción entre el paciente y el teléfono celular, este dispositivo móvil tiene que cumplir con las requerimientos de software con una versión de Android 4.1.2, dicha interfaz gráfica permite al usuario ingresar sus datos personales como, nombre y apellido, edad y estatura, además de la selección del sexo de la persona a realizarse la prueba del espirometría, los datos ingresados son registrados en una base de datos que guarda con la información del resultado del PEF, además la aplicación desarrollada genera un reporte médico, el cual es enviado vía correo electrónico al médico y en la última a etapa se desarrolla el software necesario para el funcionamiento de todo el prototipo.

PALABRAS CLAVES:

- **PEF (PEAK EXPIRATORY FLOW)**
- **CVF (CAPACIDAD VITAL FORZADA)**
- **VEF1 (VOLUMEN ESPIRATORIO FORZADO EN EL PRIMER SEGUNDO)**
- **ANDROID 4.1.2**
- **TARJETA IOIO**

ABSTRACT

In this paper, we designed and implemented a prototype of a spirometer can measure the PEF (peak expiratory flow) of a person. The design of the prototype is done in five stages: the first stage sensamiento, signal coupling and mechanical structure of the prototype is designed, the second stage is responsible for receiving the signal from the sensor through a data acquisition card IOIO In the third stage, a voltage regulator circuit which provides power to the card IOIO, the fourth stage is the presentation of the results on a mobile device said step contains a graphical interface capable of allowing interaction between the patient and is designed cell phone, this mobile device must meet the requirements of software with a version of Android 4.1.2, graphical interface that allows the user to enter personal data such as name, age and height, in addition to sex selection the person testing spirometry performed, the input data are recorded in a database that stores the information on the outcome of PEF also developed application generates a medical report, which is sent via email to the doctor and the at the last stage necessary for the operation of all the prototype software is developed.

KEYWORDS:

- **PEF (PEAK EXPIRATORY FLOW)**
- **CVF (CAPACIDAD VITAL FORZADA)**
- **VEF1 (VOLUMEN ESPIRATOTIO FORZADO EN EL PRIMER SEGUNDO)**
- **ANDROID 4.1.2**
- **TARJETA IOIO**

CAPÍTULO 1

GENERALIDADES

1.1 INTRODUCCIÓN

1.1.1 Antecedentes

Los problemas respiratorios son muy comunes en los seres humanos los cuales deben ser monitorizados continuamente, la mayor parte de personas afectadas con problemas respiratorios son los niños. La persona con un problema respiratorio puede presentar una infección, una obstrucción o un problema asmático¹, que generalmente son de origen infeccioso; causados por virus, bacterias e incluso hongos.

La dificultad respiratoria es una afección que involucra una sensación de dificultad o incomodidad al respirar o la sensación de no estar recibiendo suficiente aire. “No existe una definición estándar para la dificultad respiratoria. Algunas personas pueden sentirse disneicas² con sólo hacer ejercicio leve, aunque no padezcan una enfermedad; otros pueden tener enfermedad pulmonar avanzada, pero nunca sentir falta de aliento”. (Kraft, 2011)

¹**Asmático.**- Enfermedad respiratoria bronquial

²**Disneicas.**- Agotado, corto de respiración, desalentado, sin aliento, sofocado.

Las sibilancias³ que es un sonido silbante y chillón durante la respiración que ocurre cuando el aire se desplaza a través de vías respiratorias estrechadas; ese estrechamiento causa obstrucción y por lo tanto dificultad para pasar el aire que es en gran parte reversible; a este problema respiratorio se lo conoce como asma, que es un trastorno que provoca que las vías respiratorias presenten sibilancias. En el transcurso del tiempo y con la evolución de la tecnología, los dispositivos médicos han hecho uso de esta evolución llevando al mercado avances tecnológicos en dispositivos capaces de controlar y monitorear estos problemas respiratorios, tal es el caso del medidor de flujo espiratorio máximo, que es un pequeño dispositivo utilizado en asmáticos y enfermos de afecciones pulmonares para medir la regularidad de la respiración.

Cuando se lo usa diariamente, puede registrar la respiración del paciente para asegurarse que los medicamentos están trabajando efectivamente. El medidor necesita que el usuario inhale y respire directamente dentro de él. Una vez que el usuario lo hace, se da una lectura numerada digital.

Con el avance de la tecnología, el uso de software libre ha ido en constante crecimiento, tal es el caso del sistema operativo Android que hoy en día está siendo usado para muchas aplicaciones en el campo de la medicina e ingeniería, en el caso de la medicina al adaptarlos a dispositivos biomédicos que disponen de periféricos externos los cuales detectan signos vitales de forma no invasiva con lo que ayudan a los médicos en sus actividades diarias y emergencias médicas.

³**Sibilancia.**- También llamado estertor sibilante, es el sonido que hace el aire al pasar por las vías respiratorias congestionadas.

1.2 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA

En las personas sensibles, los síntomas en sus pulmones, como el del asma puede desencadenarse por la inhalación⁴ de sustancias causantes de alergias, llamadas alérgenos o desencadenantes uno de los aspectos más delicados del asma es que no siempre se puede evitar los desencadenantes. La contaminación, el polen, el moho y otros alérgenos suelen estar en el aire que se respira; y aunque no se sienta sus efectos de forma inmediata, esos desencadenantes pueden estar irritando las vías respiratorias; en otras palabras, es posible que se esté acercando una crisis asmática sin que la persona sea consciente de ello. Cuando se presenta un ataque de asma, los músculos que rodean las vías respiratorias se tensionan y el revestimiento de dichas vías aéreas se inflama. Esto reduce la cantidad de aire que puede pasar.

Con el fin de evitar que la persona que sufre de problemas respiratorios visite continuamente al médico tratante se propone diseñar e implementar un medidor de flujo espiratorio máximo el cual permitirá que la persona pueda controlar la cantidad de aire que pueden expeler de los pulmones utilizando dispositivos con tecnología ANDROID.

1.3 ALCANCE DEL PROYECTO

Se diseñó e implementó un medidor de flujo espiratorio máximo en un equipo móvil que es útil para monitorear el asma, así como otros problemas pulmonares y que también pueda usarse para determinar la efectividad de los medicamentos suministrados al paciente.

Se diseñó la interfaz HMI en un equipo móvil con sistema operativo Android, para que se pueda visualizar las señales que identifique el dispositivo de medidor de flujo espiratorio y se realizará el análisis de las señales adquiridas.

⁴**Inhalación.**- Aspiración de gas, vapor o de una sustancia pulverizada por la nariz que lo realiza una persona.

Además se realizó pruebas del dispositivo con personas para comprobar la cantidad de aire que pueden expeler de los pulmones en cualquier lugar y hora.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 GENERAL

- Diseñar e implementar un prototipo de medición de flujo espiratorio máximo basado en el sistema operativo Android

1.4.2 ESPECÍFICO

- Investigar el funcionamiento de los medidores de flujo espiratorio máximo existentes en el mercado y las tarjetas de adquisición de Android IOIO.
- Diseñar e implementar el circuito de medidor de flujo espiratorio máximo basado en la tarjeta IOIO.
- Diseñar la interfaz gráfica para la gestión del circuito en Android desde dispositivos móviles.
- Probar el funcionamiento del dispositivo con personas enfermas y sanas.

1.5 MARCO TEÓRICO

1.5.1 Importancia de la Respiración

La respiración es un proceso vital mediante el cual nuestro cuerpo toma el aire del ambiente y lo introduce al organismo, al mismo tiempo que recupera el bióxido de carbono del interior del cuerpo, para ser expulsado mediante el mismo sistema.

El cuerpo humano necesita oxígeno, este proceso metabólico de respiración celular es indispensable para la vida. Gracias a la respiración se tiene energía y se puede llevar a cabo las actividades diarias que realiza el ser humano.

Cuando existen problemas respiratorios, al cuerpo le cuesta adquirir el oxígeno que necesita, existiendo una sensación de faltarle el aire. Algunas veces, los problemas respiratorios leves son a consecuencia de una nariz tapada o del ejercicio. Pero la falta de aire también puede ser una señal de alguna enfermedad seria.

Muchos cuadros pueden provocar la sensación de falta el aire. Las afecciones pulmonares, tales como el asma, enfisema⁵ o neumonía⁶ causan dificultades respiratorias.

También la causan los problemas en la tráquea o en los bronquios, que son parte de su sistema respiratorio. Las enfermedades cardíacas pueden provocar la falta de aire cuando el corazón no puede bombear suficiente sangre para suministrarle oxígeno al organismo. El estrés causado por la ansiedad también puede dificultar la respiración.

Todos estos cuadros mencionados pueden afectar la frecuencia respiratoria causando hasta la muerte de la persona.

1.5.2 Patologías del Sistema Respiratorio

Los problemas respiratorios son muy frecuente en los menores de 5 años, por su menor desarrollo de su aparato respiratorio, su sistema inmune inmaduro y su alta exposición a ambientes cerrados los hacen más vulnerables a este tipo de males, de igual forma sucede con las personas de la tercera edad.

⁵**Enfisema.**- Enfermedad de los pulmones que consiste en una pérdida de su elasticidad y en la atrofia de sus paredes, lo que provoca dificultad respiratoria y finalmente la muerte.

⁶**Neumonía.**- Enfermedad infecciosa localizada en el pulmón, producida generalmente por el neumococo.

Muchos factores, incluyendo la genética, los contaminantes e irritantes ambientales y las enfermedades infecciosas, pueden repercutir sobre la salud de los pulmones y el sistema respiratorio.

Los problemas del sistema respiratorio más frecuentes durante se encuentra los siguientes:

- **Asma.** Este trastorno es la primera causa de absentismo escolar en niños y adolescentes. El asma es una enfermedad pulmonar inflamatoria crónica que provoca que las vías respiratorias se tensen, hinchen y estrechen cuando las personas afectadas entran en contacto con irritantes como el humo del tabaco, el polvo o la caspa animal.

Muchas personas con asma tienen antecedentes personales o de familiares que sufran de alergias.

- **Bronquitis.** La bronquitis afecta a aquellas personas que fuman. En la bronquitis, la mucosa que recubre el interior de los bronquios se inflama y produce una cantidad excesiva de mucosidad. Cuando los bronquios están inflamados o infectados, entra menos aire a los pulmones y también sale menos. Las personas afectadas desarrollan una fuerte tos para expulsar las mucosidades o flema, pudiendo desatarse como una bronquitis crónica.
- **Resfriado común.** Los resfríos están provocados por más de 200 virus diferentes que causan una inflamación de las vías respiratorias altas, afectando a personas de cualquier edad. El resfrió o catarro común es la infección respiratoria más frecuente. Los síntomas incluyen fiebre leve, tos, dolor de cabeza, secreción nasal, estornudos y dolor de garganta, cansancio o sensación de malestar general.
 - Este resfrió común dura entre 3 y 10 días, este no tiene cura pero sus malestares pueden durar hasta tres semanas.

- El refrió es distinto de la gripe, una infección viral más grave del sistema respiratorio.
- **Tos.** La tos es el síntoma de una enfermedad, no una enfermedad en sí misma. Hay muchos tipos diferentes de tos, algunas toses son secas, mientras que otras se consideran productivas. Una tos productiva es aquella en la que se arroja moco, también llamado flema o esputo.
- **Gripe.** La gripe es una enfermedad del aparato respiratorio producida por el virus de la influenza. Si algo caracteriza a este microorganismo es su capacidad de contagio. El virus pasa con mucha facilidad de una persona a otra a través de las gotitas de saliva que se expulsan al hablar, toser o estornudar. El contacto con manos u objetos contaminados también supone una vía de infección. Todos los años se producen epidemias de enfermedades respiratorias causadas por la gripe durante los cambios de climas.
- **Fibrosis quística.** La fibrosis quística es una enfermedad pulmonar de origen hereditario. Esta enfermedad que provoca la acumulación de moco espeso y pegajoso en los pulmones, el tubo digestivo y otras áreas del cuerpo. Es uno de los tipos de enfermedad pulmonar crónica más común en niños y adultos jóvenes, y es un trastorno potencialmente mortal.
 - La fibrosis quística es causada por un gen defectuoso que lleva al cuerpo a producir un líquido anormalmente espeso y pegajoso llamado moco. Este moco se acumula en las vías respiratorias de los pulmones y en el páncreas, el órgano que ayuda a descomponer y absorber los alimentos.
 - Esta acumulación de moco pegajoso ocasiona infecciones pulmonares potencialmente mortales y serios problemas digestivos. Esta enfermedad también puede afectar las glándulas sudoríparas y el aparato reproductor masculino.

- **Neumonía.** La neumonía es una inflamación de los pulmones que generalmente ocurre debido a una infección vírica o bacteriana. La neumonía provoca fiebre, inflamación del tejido pulmonar y dificulta la respiración porque los pulmones necesitan esforzarse más para transferir oxígeno al torrente sanguíneo y eliminar el dióxido de carbono de la sangre. Las causas más frecuentes de neumonía son la gripe y las infecciones provocadas por la bacteria *Streptococcus pneumoniae*.

Aunque algunas enfermedades respiratorias, como el asma o la fibrosis quística, no se pueden prevenir, existen enfermedades pulmonares y respiratorias crónicas que si se puede prevenir evitando fumar, manteniéndose alejado de contaminantes e irritantes ambientales, lavándose las manos a menudo para evitar posibles infecciones y sometiéndose regularmente a exámenes médicos.

1.5.3 Insuficiencia Respiratoria

La insuficiencia respiratoria sucede cuando no fluye suficiente oxígeno de sus pulmones al corazón. Los órganos, como el corazón y cerebro, necesitan sangre rica en oxígeno para funcionar correctamente. La insuficiencia respiratoria también puede suceder cuando sus pulmones no pueden eliminar el dióxido de carbono (un gas de deshecho) de su sangre. Tener demasiado dióxido de carbono en la sangre puede lastimar los órganos.

Casi todas las enfermedades que afectan a la respiración o los pulmones pueden causar insuficiencia respiratoria. Una sobredosis de narcóticos o de alcohol puede causar un sopor tan profundo que la persona deja de respirar, produciéndose insuficiencia respiratoria. Otras causas frecuentes son la obstrucción de las vías aéreas, las lesiones del tejido pulmonar, el daño de los huesos y de los tejidos que revisten los pulmones y la debilidad de los músculos que se encargan de la entrada de aire a los pulmones. La insuficiencia respiratoria puede producirse cuando se altera la circulación sanguínea a través de los pulmones, como sucede en la embolia pulmonar. Este trastorno no

interrumpe el movimiento de salida y llegada de aire a los pulmones. Sin embargo, sin el flujo de sangre en una parte del pulmón, el oxígeno no se extrae adecuadamente del aire y el anhídrido carbónico no se transfiere a la sangre. Otras causas que pueden ocasionar insuficiencia respiratoria, son ciertas alteraciones congénitas de la circulación que envían la sangre directamente al resto del cuerpo sin pasar primero por los pulmones.

CAPÍTULO 2

ESTUDIO DE LOS MÉTODOS DE MEDICIÓN DE FLUJO ESPIRATORIO

2.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

2.1.1 Sistemas del cuerpo humano

Los órganos son estructuras corporales de tamaño y forma característica, que se encuentran constituidos por masas celulares también conocidas con tejidos y que llevan a cabo funciones vitales específicas.

Los sistemas de órganos son grupos coordinados que trabajan juntos en amplias funciones vitales, indicada en la Figura 1 y Figura 2.

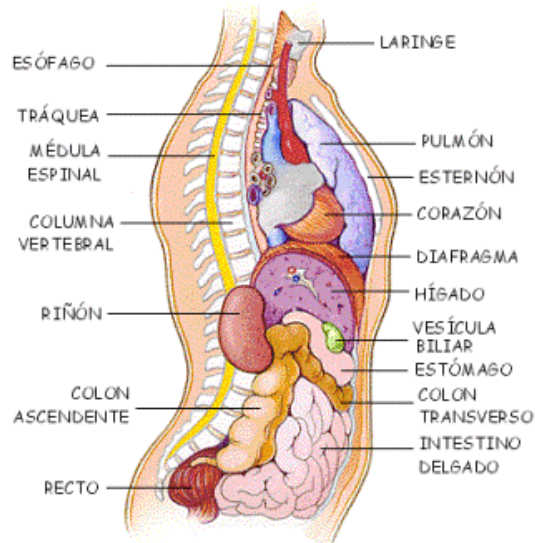


Figura 1. Sistema Humano

Fuente: (González, 2014)

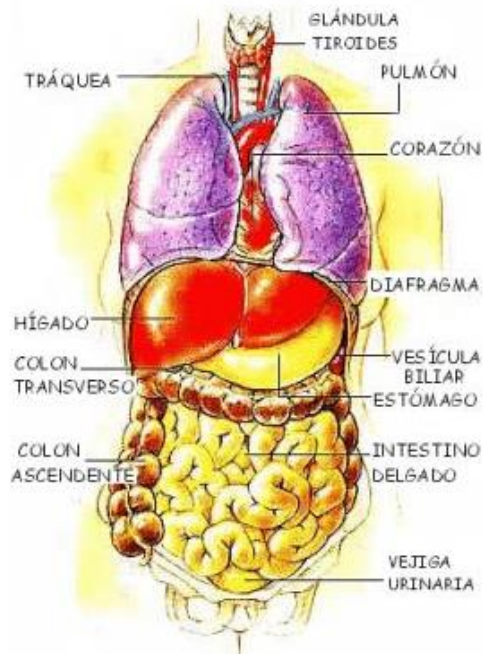


Figura 2. Órganos y aparatos del cuerpo humano

Fuente: (González, 2014)

Los órganos se agrupan en once sistemas o aparatos que son (P Williams, 1985), como se indica en la Figura 3.

- Sistema muscular.- Conjunto de músculos implicados en cambios en la forma corporal, postura y locomoción.
- Aparato o Sistema Óseo.- Conjunto de huesos que forman el esqueleto, y protegen a los órganos internos como cerebro (cráneo) y médula espinal (columna vertebral).
- Sistema Respiratorio.- Incluye a las fosas nasales, faringe, laringe, pulmones, que facilitan el intercambio gaseoso.
- Sistema o Aparato Digestivo.- Incluye a boca, hígado, estómago, intestinos. En él se realiza la degradación de los alimentos a nutrientes para luego asimilarlos y utilizarlos en las actividades de nuestro organismo.
- Sistema Excretor o Urinario.- Dentro de este se encuentran los riñones y sus conductos, que funcionan en la extracción de desechos metabólicos, osmorregulación, y homeostasis (mantenimiento del equilibrio químico del cuerpo).
- Sistema Circulatorio.- Aquí se encuentra el corazón, vasos sanguíneos y células sanguíneas. Sirve para llevar los alimentos y el oxígeno a las células, y para recoger los desechos metabólicos que se han de eliminar después por los riñones, en la orina, y por el aire exhalado en los pulmones, rico en dióxido de carbono.
- Sistema Hormonal o Endocrino.- Glándulas productoras de hormonas que actúan en la regulación del crecimiento, metabolismo, y procesos reproductores.
- Sistema Nervioso.- Cerebro, ganglios, nervios, órganos de los sentidos que detectan y analizan estímulos, y elaboran respuestas apropiadas mediante la estimulación de los efectores apropiados (principalmente músculos y glándulas).

- Aparato Reproductor.- Gónadas (testículos y ovarios) que producen gametos, conductos genitales y órganos accesorios como glándulas y aparatos copuladores.
- Sistema Linfático.- Capilares circulatorios o conductos en los que se recoge y transporta el líquido acumulado de los tejidos. El sistema linfático tiene una importancia primordial para el transporte hasta el torrente sanguíneo de lípidos digeridos procedentes del intestino, para eliminar y destruir sustancias tóxicas, y para oponerse a la difusión de enfermedades a través del cuerpo.
- Sistema Inmunológico.- Está compuesto por órganos difusos que se encuentra dispersos por la mayoría de los tejidos del cuerpo. La capacidad especial de sistema inmunológico es el reconocimiento de estructuras y su misión consiste en patrullar por el cuerpo y preservar su identidad. El sistema inmunológico del hombre está compuesto por aproximadamente un billón de células conocidas como linfocitos y por cerca de cien trillones de moléculas conocidas como anticuerpos, que son producidas y segregadas por los linfocitos.
- Además, se puede agregar al Sistema Hematopoyético, como aquel que se encarga de la producción de la sangre en el organismo.

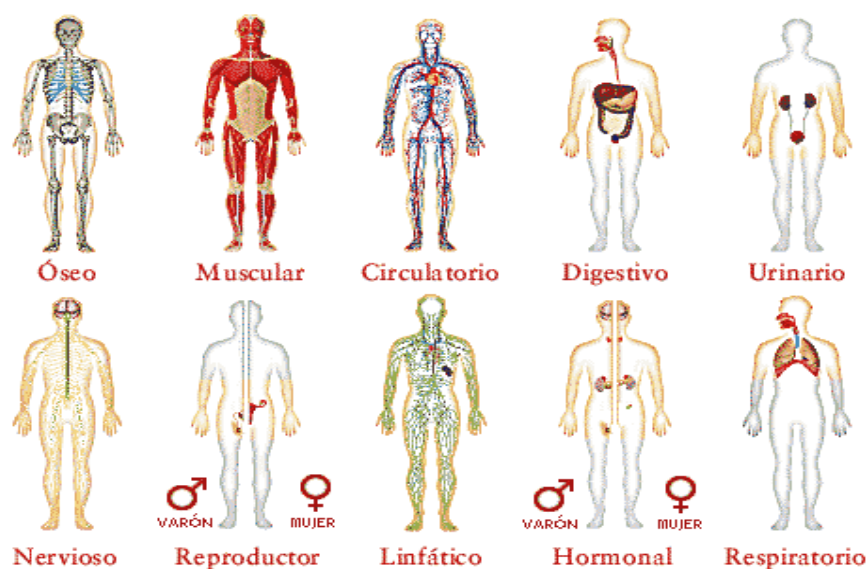


Figura 3. Sistemas del cuerpo humano

Fuente: (González, 2014)

2.1.2 Sistema respiratorio

“El ser humano realiza 26,000 respiraciones al día, si es adulto, mientras que un recién nacido realiza 51,000 respiraciones al día”(Johannes, 2002).

El oxígeno se incorpora al organismo mediante la respiración. Esta ocurre en dos niveles: un organismo multicelular toma aire rico en oxígeno del ambiente y devuelve aire rico en dióxido de carbono. Este movimiento de fluido se conoce como ventilación o respiración externa. El otro nivel de la respiración es el celular o respiración interna, o sea el intercambio gaseoso entre la sangre y los tejidos.

Los órganos del Sistema Respiratorio son los siguientes:

- Nariz
- Faringe
- Laringe
- Tráquea
- Bronquios
- Pulmones

- Diafragma

Todos estos órganos son los distribuidores del aire, y sólo los alvéolos (parte más pequeña de los pulmones) son intercambiadores de gases, indicados en la Figura 4 y Figura 5.

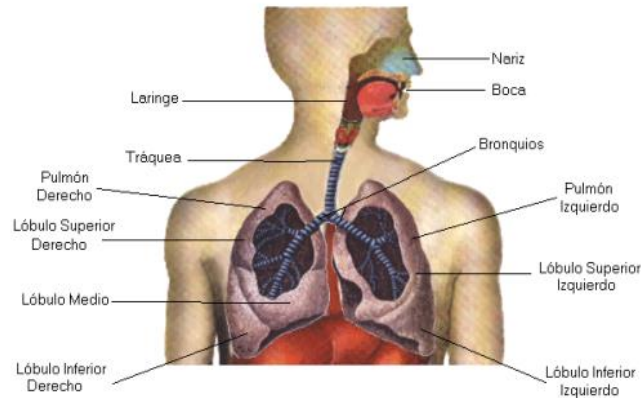


Figura 4. Sistema respiratorio

Fuente: (González, 2014)

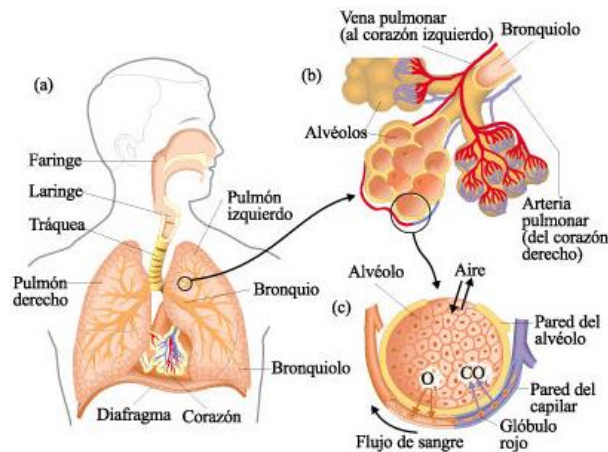


Figura 5. Proceso de ingreso de oxígeno y expulsión de dióxido de carbono

Fuente: (González, 2014)

La función principal del aparato respiratorio es conducir el oxígeno al interior de los pulmones, transferirlo a la sangre y expulsar las sustancias de desecho,

en forma de anhídrido carbónico. El oxígeno inspirado penetra en los pulmones y alcanza los alvéolos.

Las paredes de los alvéolos están íntimamente en contacto con los capilares que las rodean, y tienen tan sólo el espesor de una célula. El oxígeno pasa fácilmente a la sangre de los capilares a través de las paredes alveolares, mientras que el anhídrido carbónico pasa desde la sangre al interior de los alvéolos, siendo espirado por las fosas nasales y la boca (Johannes, 2002).

2.1.3 Volúmenes y capacidad pulmonar

La capacidad ventilatoria pulmonar se cuantifica por la medición de los volúmenes pulmonares y la espirometría.

En general los volúmenes pulmonares expresan la temperatura del cuerpo y presión ambiental, y saturación del vapor de agua (TCPS).

Existen cuatro volúmenes pulmonares estándar y cuatro capacidades pulmonares estándar que consta de dos o más volúmenes en combinación:

- **VC ó VT (Volumen Corriente o Volumen Tidal).** Volumen de aire inspirado o espirado en cada respiración normal; es de unos 500ml aproximadamente, equivalente al 3% del peso corporal ideal.
- **VIR (Volumen Inspiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Inspiratoria).** Volumen adicional máximo de aire que se puede inspirar por encima del volumen VC normal mediante inspiración forzada, es decir que puede inhalarse al final de una inspiración normal; habitualmente es de unos 3000ml, equivalente al 50% de la capacidad pulmonar total (CPT).
- **VER (Volumen Espiratorio de Reserva o Volumen de Reserva Espiratoria).** Cantidad adicional máxima de aire que se puede espirar mediante espiración forzada, después de una espiración normal, aproximadamente es de 1100ml, equivalente al 20% de la capacidad pulmonar total (CPT).

- **VR (Volumen Residual).** Es el volumen de aire que queda en los pulmones y las vías respiratorias tras la espiración forzada, supone en promedio unos 1200ml aproximadamente, equivalente al 20% de la capacidad pulmonar total (CPT).

En los procesos del ciclo pulmonar, existe la combinación de volúmenes pulmonares; dicho proceso de volúmenes son llamados capacidades pulmonares:

- **CPT (Capacidad Pulmonar Total).** Es el volumen de aire que hay en el aparato respiratorio, después de una inhalación máxima voluntaria. Corresponde aproximadamente a 6 litros de aire. Es el máximo volumen que puede expandirse los pulmones con el máximo esfuerzo posible. Es la suma del volumen corriente (VC), el volumen inspiratorio de reserva (VIR), el volumen espiratorio de reserva (VER) y el volumen residual (VR).

$$CPT = VC + VIR + VER + VR \quad \text{Ec. 1}$$

- **CV (Capacidad Vital).** Es la cantidad de aire que es posible expulsar de los pulmones después de haber inspirado completamente, aproximadamente es de 4.6 litros. Es la suma del volumen inspiratorio de reserva (VIR), el volumen corriente (VC) y el volumen espiratorio de reserva (VER).

$$CV = VIR + VC + VER \quad \text{Ec. 2}$$

- **CI (Capacidad Inspiratoria).** Es la cantidad de aire que una persona puede respirar comenzando en el nivel de una espiración normal y distendiendo al máximo sus pulmones, aproximadamente es de 3500ml, equivalente al 60 % de la capacidad pulmonar total.

Es la suma del volumen corriente (VC) y el volumen inspiratorio de reserva (VIR).

$$CI = VC + VIR$$

Ec. 3

- **CRF (Capacidad Residual Funcional).** Es la cantidad de aire que queda en los pulmones tras una espiración normal, aproximadamente es de 2300ml, esta cantidad varía según la postura, la grasa corporal o la actividad física y la mezcla de gases se renueva constantemente por el volumen ventilatorio.

Es la suma del el volumen espiratorio de reserva (VER) y el volumen residual (VR).

$$CPT = VER + VR$$

Ec. 4

En la Figura 6, se presenta una gráfica de los volúmenes y capacidades pulmonares estáticos antes mencionados.

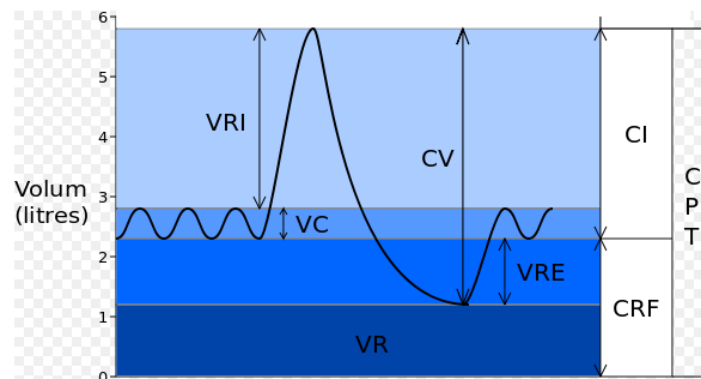


Figura 6. Volúmenes pulmonares estáticos

Fuente: (González, 2014)

2.1.4 Evaluación de funcionamiento ventilatorio

Para evaluar la eficiencia y la posible detección de disfunciones respiratorias, se somete a la persona a exámenes clínicos que permitan evaluar su estado. La prueba de Funcionamiento Pulmonar Test (PTF) (Lausted, 2002) o prueba Funcional Ventilatoria (PFV) permite:

- Valorar la aptitud física y cuantificar la capacidad pulmonar o en su defecto las diferencias respiratorias.
- Diagnosticar diferentes tipos de enfermedades respiratorias.
- Evaluar la respuesta del paciente a las terapias por trastornos ya determinados.
- Diagnostico pre-operatorio para determinar la presencia de una enfermedad respiratoria, que incrementa el riesgo dentro de una cirugía.

Las pruebas de funcionamiento pulmonar PTF comúnmente utilizadas son: la espirometría, pletismografía y la capacidad de difusión.

Aunque estas pruebas pueden proveer de información importante sobre la condición física de un paciente, este tipo de test posee importantes limitaciones como:

- No determina que proporción de los pulmones están dañados o enfermos, solo se determina la presencia de la enfermedad.
- Existe una total dependencia de la cooperación del paciente lo que excluye a pacientes con enfermedades críticas, niños y en ocasiones chequeo de rutina.

2.1.5 Espirometría

La espirometría consiste en la medición de los flujos espiratorios desde CPT (capacidad pulmonar total) hasta el volumen residual durante una espiración forzada máxima.

Este procedimiento se utiliza con frecuencia para evaluar la función pulmonar en las personas con enfermedades pulmonares obstructivas o restrictivas tales como asma o fibrosis quística.

Los valores de flujo y volúmenes que más interesan son:

- Capacidad Vital Forzada (CVF). Volumen total que expulsa el paciente desde la inspiración máxima hasta la espiración máxima. El CVF disminuirá en todas las enfermedades en que exista disminución del volumen pulmonar funcionante, por relleno o colapso alveolar, por aumento de la rigidez de las paredes alveolares o por otros mecanismos.

Su valor normal es mayor del 80% del valor teórico.

- Volumen Espiratorio Forzado en el Primer Segundo (VEF_1). Es el volumen de aire que espira un individuo en el primer segundo de la maniobra. El valor absoluto de VEF_1 es dependiente de dos factores:
 - De la existencia de obstrucción bronquial.
 - Del tamaño pulmonar, los pacientes con mayor CVF tendrán mayor VEF_1 .

Por lo tanto, un valor absoluto de VEF_1 inferior a lo normal puede deberse a la existencia de obstrucción de las vías aéreas o a una enfermedad restrictiva, que disminuya el volumen pulmonar, $\frac{VEF_1}{CVF}$.

2.2 FLUJO ESPIRATORIO MAXIMO O PEF

Un medidor de flujo espiratorio es un instrumento diseñado para medir la fuerza de flujo espiratorio máximo, más conocido como PEF (peak expiratory flow) de una persona, este índice funcional es similar al VEF_1 , en la cual la persona exhala con su máxima fuerza causando que se marque en una serie de medidas de fuerza respiratoria.

Miden la fuerza de los bronquios y que tan obstruido está la vía respiratoria, es muy útil para los asmáticos y las personas que sufren de enfermedades

pulmonares obstructiva crónica para gestionar su condición y usar sus inhaladores u otras medicinas.

2.2.1 Factores para la medición del PEF

Para la interpretación de los valores obtenidos en la espirometría o PEF, es necesario relacionarlos con los valores obtenidos en personas sanas, por lo general, un valor se considera anormal si es menor del 80% del valor esperado.

Existen varios factores que varían los valores en una espirometría como son:

- **Talla:** La persona más alta tienen valores espirométricos mayores.
- **Edad:** Los valores espirométricos aumentan proporcionalmente al crecimiento y desarrollo de los pulmones en los niños y adolescentes, alcanzando los máximos valores entre los 20 y 25 años, aproximadamente. Posteriormente se produce una lenta caída que se explica por la pérdida de la elasticidad pulmonar.
- **Sexo:** Los hombres adultos tienen valores mayores que de las mujeres, esta diferencia se produce en el periodo de la pubertad, antes de este periodo no existe diferencia entre niños y niñas.
- **Factores Étnicos:** Existe diferencia de volumen pulmonar entre las diferentes etnias, los valores espirométricos son menores en las personas de etnia negra.

En la Figura 7, se tiene una gráfica de los valores normales de la espirometría en relación a las edades.

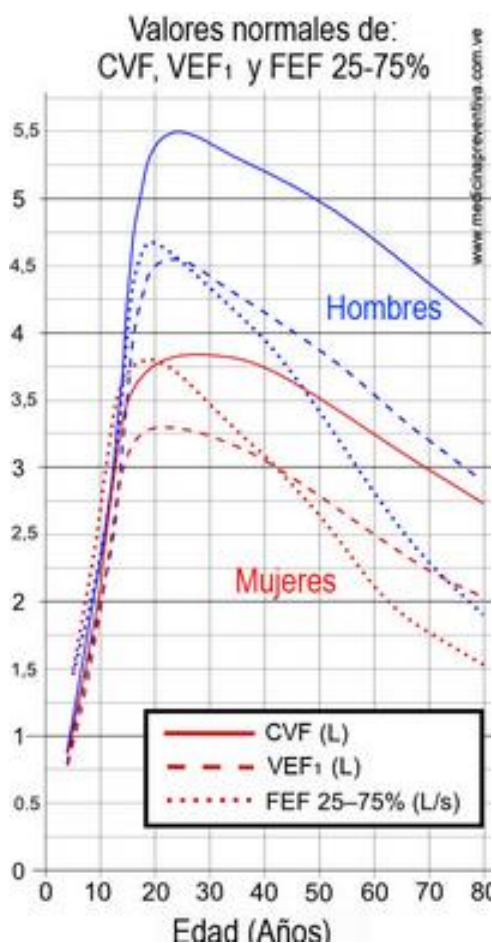


Figura 7. Valores normales de parámetros espirométricos

Fuente: (Marcano, 2014)

2.2.2 Interpretación de la espirometría

El análisis de la espirometría, que es la relación en la curva del volumen espiratorio forzado del primer segundo y la capacidad vital forzada $\frac{VEF_1}{CVF}$.

VEF1/CVF: Para asimilar el efecto el tamaño pulmonar, se calcula el *VEF1* como porcentaje de la *CVF*. Las personas sanas espiran durante el primer segundo entre un 70 y 80% de la *CVF*. Por tanto, una relación $\frac{VEF_1}{CVF}$ menor que lo esperado indica obstrucción de las vías aéreas; en cambio, los pacientes con enfermedades restrictivas tienen una caída proporcional de la *CVF* y del *VEF1*,

por lo que la relación entre ambos parámetros se mantiene dentro de los límites normales.

De esta manera se determina los patrones que afectan la ventilación pulmonar como son:

- I. Patrón con afectación ventilatoria restrictivo
- II. Patrón con afectación ventilatoria obstructivo
- III. Patrón mixto

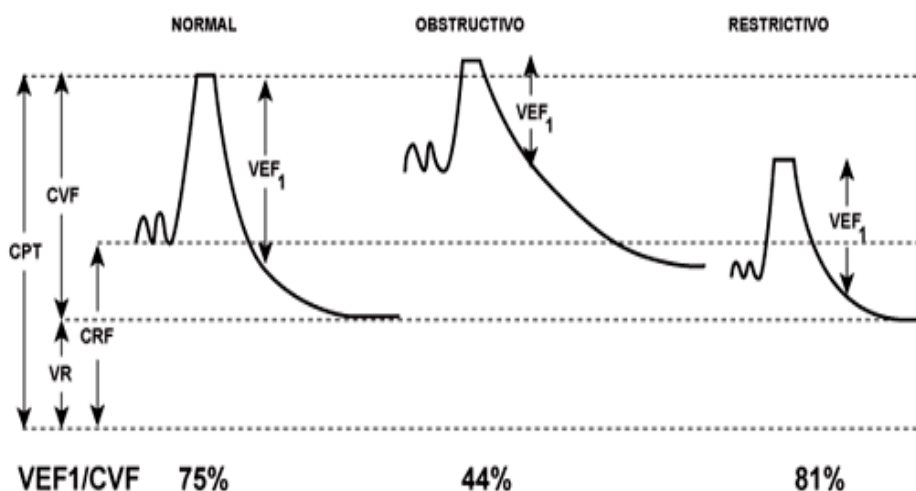


Figura 8. Interpretación de los patrones espirométricos

Fuente: (Marcano, 2014)

2.2.2.1 Patrón con afectación ventilatoria restrictivo

El patrón con afectación ventilatoria restrictivo se caracteriza por la disminución de *CPT* por alteraciones de parénquima (fibrosis), del tórax (rigidez o deformidad), de los músculos respiratorios o disminución de la distensibilidad.

El resultado de este patrón es la *CVF* con la caída proporcional del *VEF1*, *PEF* ligeramente disminuido, lo que interpreta $\frac{VEF_1}{CVF}$ normal.

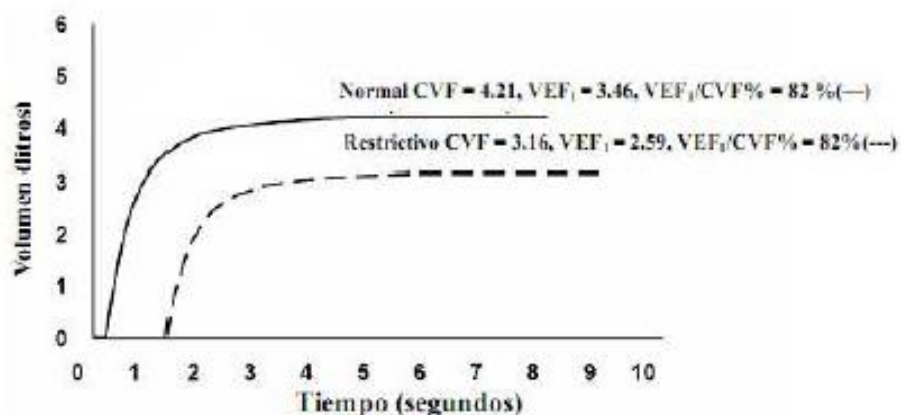


Figura 9. Patrón restrictivo en una curva volumen vs tiempo

Fuente: (Marcano, 2014)

En la Figura 9, es la curva volumen/tiempo, que es similar a una normal, pero con volúmenes reducidos; es decir, será como una curva normal en tamaño reducido.

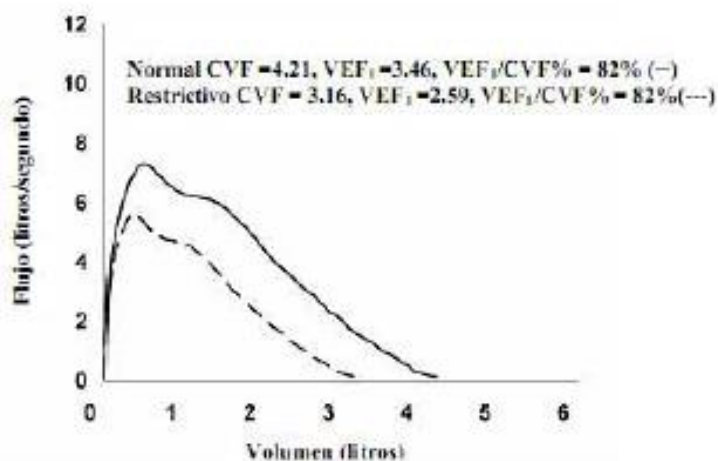


Figura 10. Patrón restrictivo en una curva volumen vs tiempo

Fuente: (Marcano, 2014)

En la Figura 10, la curva de la relación flujo-volumen es parecida a la normal, pero más estrecha por la disminución de la CVP, lo que le da su característico

aspecto picudo. La curva será más estrecha cuando mayor sea el grado de restricción.

En el patrón restrictivo se tiene:

- $\frac{VEF_1}{CVF}$ 70%
- CVF <80% del valor de la referencia
- VEF_1 <80% del valor de la referencia

Dentro de este patrón existe una clasificación de acuerdo a su severidad de restricción, representada en la Tabla 1:

Tabla 1

Clasificación de la severidad de la restricción

CLASIFICACIÓN	CVF (% PREDICHO)
Restricción leve	< 100% y ≥ 70%
Restricción moderada	< 70% y ≥ 60%
Restricción moderada severa	< 60% y ≥ 50%
Restricción severa	< 50% y ≥ 35%
Restricción muy severa	< 35%

2.2.2.2 Patrón con afectación ventilatoria obstructivo

El patrón obstructivo indica disminución de flujo aéreo por aumento de las resistencias de las vías aéreas (asma, bronquitis) o por la disminución en la retracción elástica del parénquima (enfisema).

La relación $\frac{VEF_1}{CVF}$ será menor del 70%, en donde se puede observar un CVF normal, un VEF_1 disminuido.

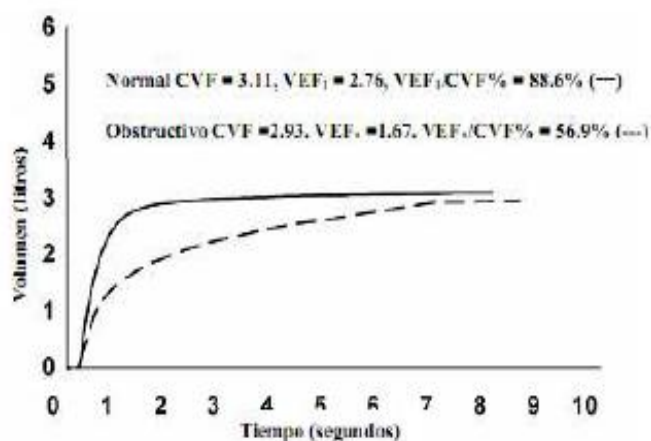


Figura 11. Patrón obstructivo en una curva volumen vs tiempo

Fuente (Marcano, 2014)

En la Figura 11, se observa perfectamente que el aire tarda más en expulsarse, lo que se manifiesta por una disminución de la pendiente de la curva (la curva se desplaza hacia la derecha), alcanzándose la CVF .

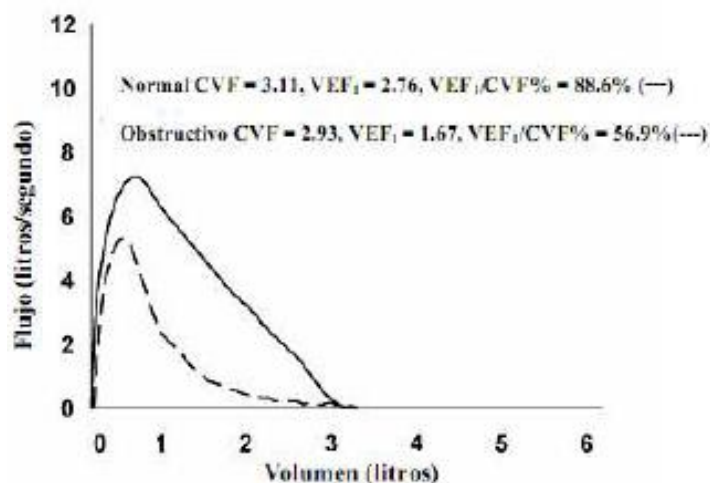


Figura 12. Patrón obstructivo en una curva flujo vs volumen

Fuente (Marcano, 2014)

En la Figura 12, la parte descendente de la curva muestra una concavidad hacia arriba, que será más pronunciada cuando mayor sea el grado de obstrucción.

Así, el patrón obstructivo se tiene:

- $\frac{VEF_1}{CVF}$ disminución del flujo espiratorio máximo respecto de la capacidad vital forzada < 70%.
- CVF 80% de su valor de referencia
- VEF_1 < 80% de su valor de referencia

Dentro de este patrón existe una clasificación de acuerdo a su severidad de restricción, representada en la Tabla 2:

Tabla 2

Clasificación de la severidad de la obstrucción

CLASIFICACION	VEF ₁ (% PREDICHO)
Posible variante fisiológica normal	≥ 100%
Obstrucción leve	< 100% y ≥ 70%
Obstrucción moderada	< 70% y ≥ 60%
Obstrucción moderada severa	< 60% y ≥ 50%
Obstrucción severa	< 50% y ≥ 35%

2.2.2.3 Patrón mixto

Algunos individuos muestran también evidencia de la combinación de la obstrucción aérea y una CVF baja. Deberá ser señalado que algunos clínicos pueden considerar que estas curvas muestran un patrón obstructivo en lugar de un patrón mixto. En muchos casos, la baja CVF propia de un patrón de alteraciones mixto es secundaria al atrapamiento de aire y a la espiración incompleta debido a una obstrucción moderada o severa de las vías aéreas.

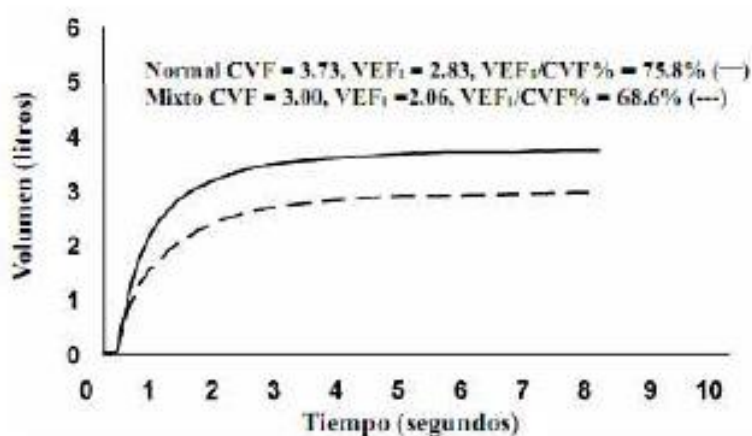


Figura 13. Patrón mixto en una curva volumen vs tiempo

Fuente (Marcano, 2014)

En la Figura 13, se indica que la curva volumen vs tiempo del patrón mixto es como una curva del patrón obstructivo en miniatura.

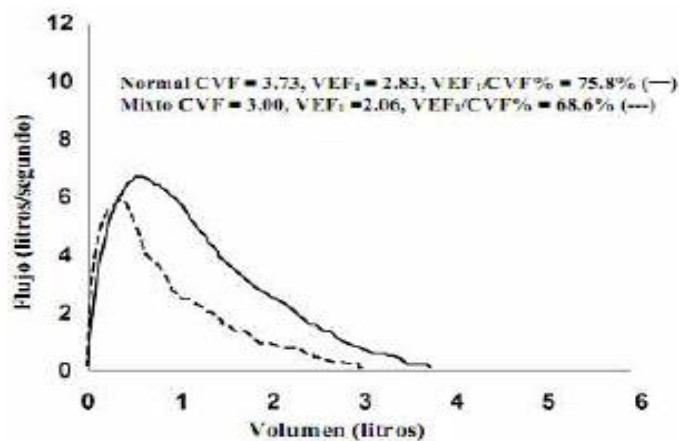


Figura 14. Patrón mixto en una curva flujo vs volumen

Fuente (Marcano, 2014)

En la Figura 14., se observa tanto de limitación del flujo aéreo como de restricción. Por lo tanto, el patrón mixto puede verse en la Tabla 3:

- $\frac{VEF_1}{CVF}$ < 70%.
- CVF 80% de su valor de referencia
- VEF_1 < 80% de su valor de referencia

Tabla 3

Resumen de Patrones de la espirometría

	OBSTRUCTIVO	RESTRICTIVO	MIXTO
CVF	Normal	↓	↓
VEF₁	↓	↓	↓
$\frac{VEF_1}{CVF}$	↓	Normal	↓

2.3 CONTRAINDICACIONES DE LA ESPIROMETRIA

Existen dos tipos de contraindicaciones, las absolutas que implican un riesgo grave y las relativas.

Entre las contraindicaciones absolutas se tiene neumotórax activo o reciente, hemoptisis⁷ importante, enfermedades cardiovasculares inestables (cardiopatía, isquémica, tromboembolismo pulmonar reciente), aneurismas cerebrales torácicos o cerebrales y el desprendimiento de la retina.

Las contraindicaciones relativas presentan incapacidad para comprender la maniobra, situación física muy deteriorada, traqueotomía, parálisis facial y problemas de acoplamiento bucal.

2.4 LIMITACIONES DE LA ESPIROMETRIA

Aunque la espirometría puede ofrecer información útil para el diagnóstico y la detección, tiene ciertas limitaciones. Por ejemplo, el espirograma de una persona puede tener un VEF1 bajo pero el clínico puede no ser capaz de determinar si la causa se debe al asma, al enfisema o a alguna otra enfermedad obstructiva. Se necesitará información adicional tal como la de la exploración física, las radiografías de tórax, así como la historia clínica y los antecedentes ocupacionales.

La espirometría puede detectar frecuentemente enfermedades obstructivas en etapas tempranas, pero para algunas de las enfermedades restrictivas, puede no ser lo suficientemente sensible como para indicar anormalidades antes de que ocurra un daño extenso y en algunos casos, irreversible. Por ejemplo, se pueden hallar en los rayos X los signos de silicosis y de la neumoconiosis de los trabajadores de minas de carbón cuando los resultados de la espirometría aún

⁷**Hemoptisis:** Expectoración o expulsión de sangre o moco sanguinolento de los pulmones y la garganta.

son normales. De esa manera, la espirometría no deberá ser la única herramienta de detección dentro de un programa de vigilancia respiratoria.

2.5 TIPOS DE ESPIROMETROS

Los espirómetros, de acuerdo a la variable primaria que miden, se clasifican en:

- **Espirómetros volumétricos:** se basan en un principio de que al entrar aire en un circuito cerrado se produce un desplazamiento del mecanismo (campana, fuelle).
- **Espirómetro de agua o de campana:** consta fundamentalmente de una campana de plástico o metal ligero introducida en un recipiente de agua.
- **Espirómetro de pistón:** se trata de un espirómetro seco, no va con agua, es un pistón que se desplaza dentro de un cilindro a medida que lo va empujando del aire espirado del paciente.
- **Espirómetro de fuelle:** también es conocido como un espirómetro seco.
- **Espirómetro con sensor de flujo:** el paciente respira en un dispositivo abierto a la atmosfera libre, en cual hay un cabezal con un sensor que determina el flujo de aire.
- **Neumatacógrafos:** es la medición de la diferencia de presiones del aire antes y después de atravesar una resistencia conocida. Existen varios tipos de neumatacógrafos como son:
 - Neumatacógrafo de tipo Fleisch
 - Neumatacógrafo de tipo Lilly
 - Neumatacógrafo desechable

- **Espirómetro de turbina:** tiene un cabezal con un eje sobre el que gira una pequeña hélice; en los extremos del cabezal hay unas aspas fijas que ordenan el flujo de aire al penetrar en el cabezal.
- **Espirómetro de hilo caliente:** denominados también como termistores o anemómetros de hilo caliente.
- **Espirómetro de ultrasonido:** permite calcular el flujo.

2.6 REQUERIMIENTOS DEL USUARIO DE UN ESPIROMETRO

Debido a la gran diversidad de espirómetros existentes en el mercado, generalmente los terapeutas respiratorios y el personal médico que realiza la prueba, tienden a elegir un espirómetro que además de cumplir con las normas internacionales, cubra de requerimientos de su experiencia clínica. De acuerdo a un estudio realizado para la Sociedad Torácica de Australia y Nueva Zelanda, las tendencias de los operadores al elegir un espirómetro son:

- Ser simple de usar
- Ser seguro y efectivo al cumplir con estándares médicos y electrónicos.
- Poseer una rutina de calibración relativamente simple y estable que permita ajustes del personal médico.
- Ser robusto y que no requiera altos costos de mantenimiento.
- Poseer un despliegado de datos de la prueba.
- Utilizar un sensor que pueda ser limpiado e incluso desechado.
- Contar con un proveedor confiable que pueda proporcionar entrenamiento, servicio y reparación.
- Que posea instrucciones de operación, rutina de mantenimiento y calibración.
- Que use valores predictivos normales.

2.7 REQUERIMIENTOS ESTRUCTURALES

2.7.1 Espacio físico y material

La mayor parte de los equipos usados en la actividad tiene un tamaño muy reducido, de forma que no precisan de grandes instalaciones para su colaboración.

- Es recomendable que el lugar elegido para la medición de flujo espiratorio máximo, estuviese aislado y no se realizasen otras actividades al mismo tiempo y dentro del mismo lugar.
- Aparte del espirómetro es indispensable contar con un tallímetro y una báscula, o a su vez contar con esta información ya que son parámetros indispensables al momento de realizar la prueba del PEF.
- Para la prueba en los adultos se obtendrán mejores resultados si se asegura que el paciente se siente erguido con los pies apoyados firmemente en el piso.
- En los niños a menudo es mejor si la prueba se lo realiza de pie.
- Si el paciente se encuentra acostado, los datos obtenidos son un 10% inferior a los obtenidos sentado.

2.7.2 Condiciones previas al estudio

Cuando se realiza cualquier técnica en el paciente juega un papel pasivo, se debe asegurar que todas las maniobras cumplan unas condiciones similares en su ejecución. El hecho que el paciente este sometido a tratamientos con fármacos o haya fumado en las horas previas, entre otros factores, puede condicionar mediciones de valores diferentes a los que presentara en condiciones normales.

Cuando se quiere conocer la situación del paciente en estas condiciones se debe estandarizar la prueba: solo esto permitirá dar validez a los resultados y comparar entre los diferentes valores obtenidos para cada paciente.

Son varios los factores que alteran la dinámica bronquial, y por ello deben ser tenidos en consideración:

- **Fármacos:** cualquier fármaco que altere la dinámica bronquial es capaz de modificar los valores que se van a medir. Entre ellos, los más importantes a tener en cuenta por su acción sobre el músculo liso son los broncodilatadores.
- **Alimentación:** no es necesario ayunar antes de la realización de la espirometría.
- **Bebidas:** en las horas previas no se debe ingerir bebidas que contengan cafeína.
- **Tabaco:** este es uno de los factores bien conocidos por su capacidad para provocar efectos sobre la vía aérea especial importancia su evitación previamente a la maniobra por ser un limitante que produce broncoconstricción.

Además, es recomendable que el paciente permanezca unos minutos en reposo antes de realizar la maniobra y que con una vestimenta no ajustada.

CAPITULO 3

ANDROID Y TARJETAS DE ADQUISICIÓN

3.1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años los teléfonos móviles han evolucionado, el mismo que ha evolucionado en sus diversas aplicaciones en el transcurso de los años.

Es así como nace Android, el mismo que es un sistema operativo y una plataforma de software, basado en Linux para teléfonos móviles.

Android permite programar en un entorno de trabajo (framework) de Java, aplicaciones sobre una máquina virtual Dalvik (una variación de una máquina de Java con compilación en tiempo de ejecución).

Para el control del dispositivo “Medidor de Flujo Espiratorio” se usa la tarjeta IOIO como elemento de adquisición de datos, procesamiento y control del proceso debido a las características técnicas propias de la tarjeta. La tarjeta IOIO permitirá la comunicación con un teléfono móvil que cuente con el sistema operativo Android.

3.2 ANDROID

Android fue desarrollado por Android Inc., empresa que en el 2005 fue comprada por Google, en el 2008 se populariza gracias a la unión al proyecto de empresas de desarrollo de hardware, software y telecomunicaciones, siendo Google el que proporcione la mayor parte de código fuente del sistema operativo.

Android trabaja por capas, las cuales forman parte del propio Kernel de Linux, donde Android puede acceder a diferentes controladores, como se presenta en la Figura 15.

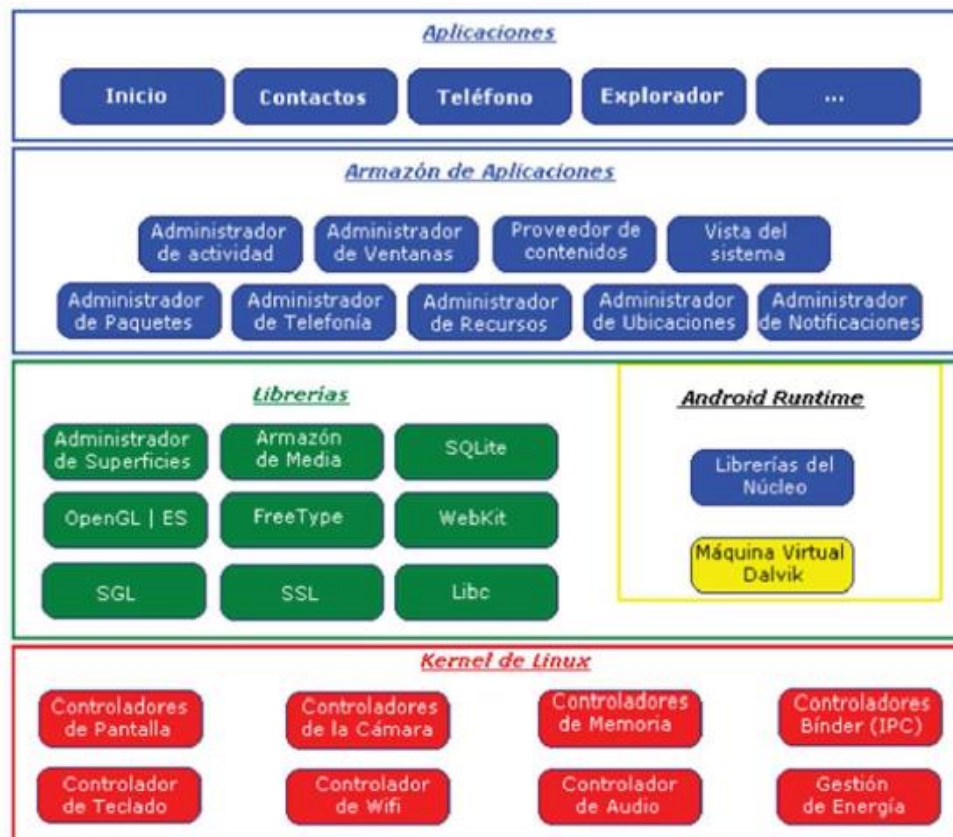


Figura 15. Sistema de capas de Android

Android, al igual que los teléfonos móviles ha evolucionado rápidamente, acumulando gran cantidad de versiones, desde la 1.0 para el QWERTY HTC G1, hasta la 4.4 que existe en la actualidad.

3.3 TARJETAS IOIO Y ARDUINO

Arduino es plataforma de hardware libre, basada en una placa con un micro controlador que contiene un protocolo estándar abierto para accesorios con un entorno de desarrollo, siendo la tarjeta Google ADK.

Pese a esto Sparkfun, una empresa dedicada a la fabricación de elementos electrónicos ya había desarrollado una tarjeta para trabajar con todos los dispositivos Android con versiones superiores a 1.5, siendo Sparkfun el que desarrolle un firmware compatible con ADK lo que dio lugar a que la tarjeta tenga mucha mayor interoperabilidad.

Las principales características entre las tarjetas de adquisición IOIO y Arduino son representadas mediante la Tabla 4.

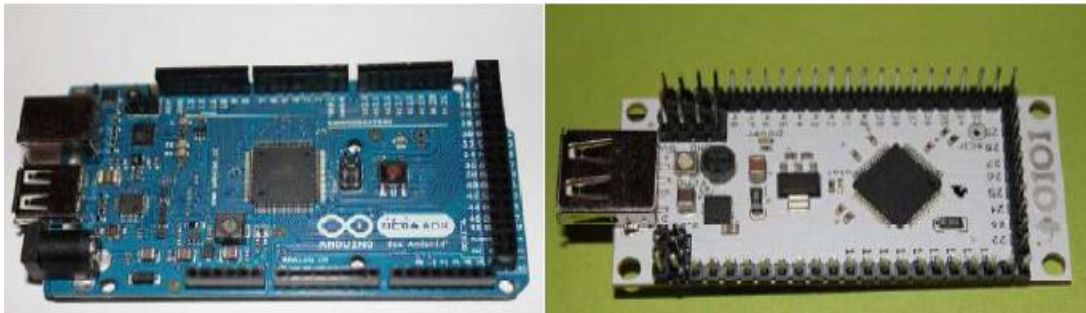


Figura 16. Tarjeta Arduino y IOIO

Fuente (Internet, 2014)

Tabla 4

Características de las tarjetas Arduino y Sparkfun IOIO

CARACTERÍSTICAS	ARDUINO ADK	Sparkfun IOIO
Procesador	ATmega 2560 PIC	24FJ256
Velocidad	16 Mhz	32 Mhz
Memoria Flash	256 Kbytes	256 Kbytes
Memoria RAM	8 Kbytes	96 Kbytes
Pines de Entrada- Salida Digital	56 (14 PWM)	48 (28 PWM)
Pines de Entrada Análogos	16	16
Entrada de Voltaje	(6 – 18) V	(5 – 15) V
Conectores DC	Alimentación DC USB tipo A USB Micro tipo B	USB tipo A
Dimensión		7x3 cm

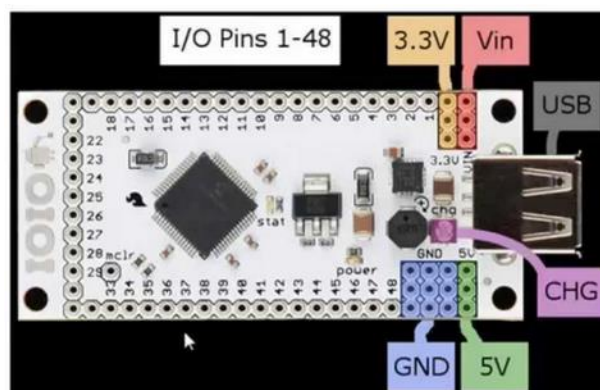


Figura 17. Partes de la tarjeta Android IOIO

Tabla 5

Explicación de las partes de la tarjeta Android IOIO de la Figura 17.

CARACTERISTICAS	FUNCION
I/O Pins 1-48	Cuenta con 48 pines de entrada y salida de información
3.3V	Fuente de salida de 3.3V
Vin	Voltaje de alimentación a la tarjeta (5V)
USB	Puerto USB
CHG	Potenciómetro variable para regular la intensidad del LED
5V	Fuente de salida de 5V
GND	Conexión a tierra de la tarjeta

3.4 VENTAJAS DE LA TARJETA IOIO

Las ventajas de la tarjeta IOIO a diferencia de Arduino se miden por factores como:

- Velocidad de procesamiento
- Espacio que ocupa la tarjeta
- Facilidad en su programación
- Soporta varias versiones de Android
- Es más económica que Android
- Tiene el mismo objetivo final de que Arduino

3.4.1 Semejanzas y diferencias de una tarjeta Arduino y IOIO

Entre las principales semejanzas y diferencias se tiene:

Semejanzas:

- Implementan un protocolo ADK para comunicación con el sistema Android.
- La configuración es de acuerdo a los requerimientos del usuario.
- Poseen pines de alimentación, que permiten proveer de energía a dispositivos como sensores y actuadores.
- El medio de comunicación con dispositivos Android es vía USB.
- Posee pines para diferentes tipos de comunicación.

Diferencias:

- IOIO tiene un tamaño reducido a diferencia de Arduino.
- IOIO posee un firmware que implementa todas las características de desarrollo.
- IOIO permite escribir la parte de Android usando una api de alto nivel para el acceso mediante PIN.
- IOIO tiene un PIC chip de micro-controlador en lugar del chip AVR que utilizan las demás tarjetas de adquisición.
- Se encuentra mucha información de Arduino en la web y libros para lo que es la programación, sin embargo IOIO solo necesita conocimientos básicos de Java y de Android.
- Velocidad de procesador
- Posee un potenciómetro limitador de corriente.
- IOIO tiene menor número de pines.
- La programación de hardware no es necesario, a diferencia de ADK, que necesitan código C compilado por la parte de hardware.

Es así que la tarjeta IOIO por sus diversas características mencionadas es la que permitirá llevar a cabo el diseño del equipo.

De esta manera seleccionando la tarjeta indicada para la realización del proyecto es necesario conocer las ventajas al momento de la implementación de la aplicación:

Ventajas:

- La alimentación puede ser directamente del dispositivo móvil, referente a los 5 V que este entrega por medio del cable de datos.
- Velocidad alta de operación para la recepción de datos.
- Sensibilidad de la entrada analógica.
- Energía para sensores dotada por la tarjeta.
- Tiene múltiples características en su programación, tales como puerto UART, PWM configurable, el receptor del PWM que es un lector de pulsos.

3.5 SOFTWARE NECESARIO PARA APLICACIONES ANDROID

Para realizar la aplicación en un dispositivo móvil con sistema operativo Android se requiere la instalación de diferentes programas que cumplirán una tarea determinada como son:

- **Java:** es un lenguaje de alto nivel de programación que puede ser compilado en cualquier máquina virtual, lo que le hace independiente a la arquitectura del procesador.
- **Eclipse:** es un entorno desarrollador de interfaz (IDE), donde se realiza la programación en código de java de una forma más simplificada.
- **Android SDK:** es el kit de desarrollo de software para Android,

- **Android ADT plugin:** es un complemento de Android, que aporta a eclipse la posibilidad de desarrollar aplicaciones Android dentro de su entorno.
- **Paquete librerías IOIO:** con la importación de este archivo hacia eclipse, se tiene acceso al manejo de la tarjeta, lo que significa el enlace de la programación con la tarjeta, logrando así la comunicación de dispositivos móviles con módulos externos.

Eclipse como gestor de la aplicación hace uso de los pulgs de Android para diseñar la interfaz, usa lenguaje basado en clases y herencias de las clases principales para desarrollo de tareas y métodos en la aplicación, haciendo uso de las librerías IOIO para establecer la comunicación del con el hardware de la tarjeta.

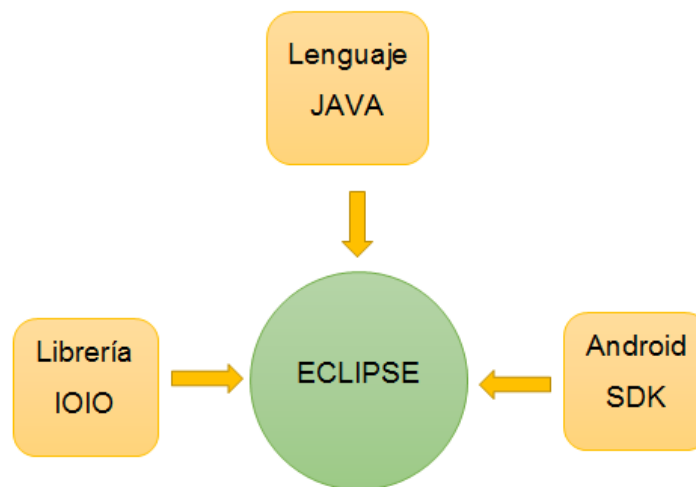


Figura 18.Relación de componentes

Eclipse como gestor de la aplicación como se indica en la Figura 18., que hace uso de los plugs de Android para diseñar la interfaz, usa lenguaje java basado en clases y herencias de las clases principales para el desarrollo de tareas y métodos en la aplicación, y finalmente como último complemento hace

uso de las librerías IOIO para establecer la comunicación con el hardware de la tarjeta.

3.6 DESCRIPCIÓN DE LAS LIBRERÍAS IOIO

La IOIO es el periférico con el cual se va comunicar Android y las librerías necesarias para establecer el control se originan de IOIOLib, cada una cumple una función específica dentro de la programación como son:

- **IOIOLib:** Librería para usar la interfaz IOIO para una PC, que permite que la aplicación realizada controle a la tarjeta IOIO. Las bibliotecas contienen un conjunto de interfaces de Java que abarcan las diversas características de la tarjeta IOIO.

En el momento de la creación de la aplicación IOIOLib se empaqueta en el archivo .jar o .apk, por lo que la aplicación es independiente y no requiere ninguna instalación adicional de componentes dependientes.

La IOIOLib contiene dos elementos principales como son:

- **API de Core IOIOLib:** comprende un API independiente de la plataforma para el control de todas las funciones de la tarjeta IOIO.
- **Marco de aplicaciones IOIOLib:** comprende la plataforma y los servicios públicos de tipo de aplicación específica para simplificar la creación de varios tipos comunes de aplicaciones.
- **IOIOLibAndroid:** Se puede emplear IOIO en un dispositivo móvil, la misma que funciona en cualquier versión de Android.

Adicionalmente la IOIO cuenta con librerías adicionales como son:

- **IOIOLibAccesory:** Carga la funcionalidad de Accesorio Abierto de Android.

Para nuestro proyecto se incluyen las librerías IOIOLib, IOIOLibAccesory, las mismas que se debe tener en cuenta que la aplicación es ejecutable en dispositivos con Android versión 4.1.2

La importancia de estas librerías además del manejo de la tarjeta, mediante la obtención de archivos .jar o .apk convierten la aplicación autosuficiente sin necesidad de instalar componentes adicionales para su funcionamiento.

La configuración para el desarrollo del proyecto se explica en el **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

3.7 DESCRIPCIÓN DE MÉTODOS UTILIZADOS

La forma de ejecución se maneja dos archivos principales:

- Main.java
- Main.xml

El Main.java es una subclase de IOIO Abstract, que implementa el IOIO framework, donde yace la lógica de programación.

El Main.xml es notificado del diseño de la interfaz del usuario, concurrentemente están todas las etiquetas del diseño de la interfaz gráfica, todas tienen su propio atributo para su identificación. Sus siglas son “Android id:”, con lo cual son identificadas en el Main.java.

El archivo xml. Se divide en dos partes que son:

- Capa grafica
- Main.xml

Estos dos tienen una interrelación, como se indica en la Figura 19 y el otro en forma de código Figura 20, dando el diseño de la aplicación respectivamente.

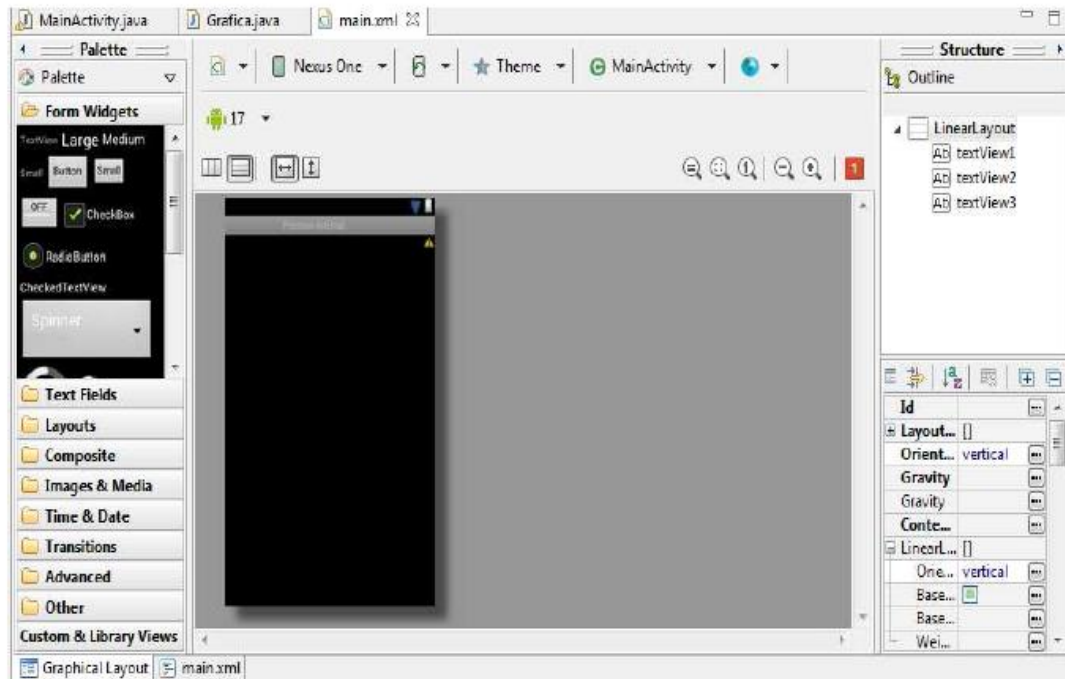


Figura 19. Capa grafica XML

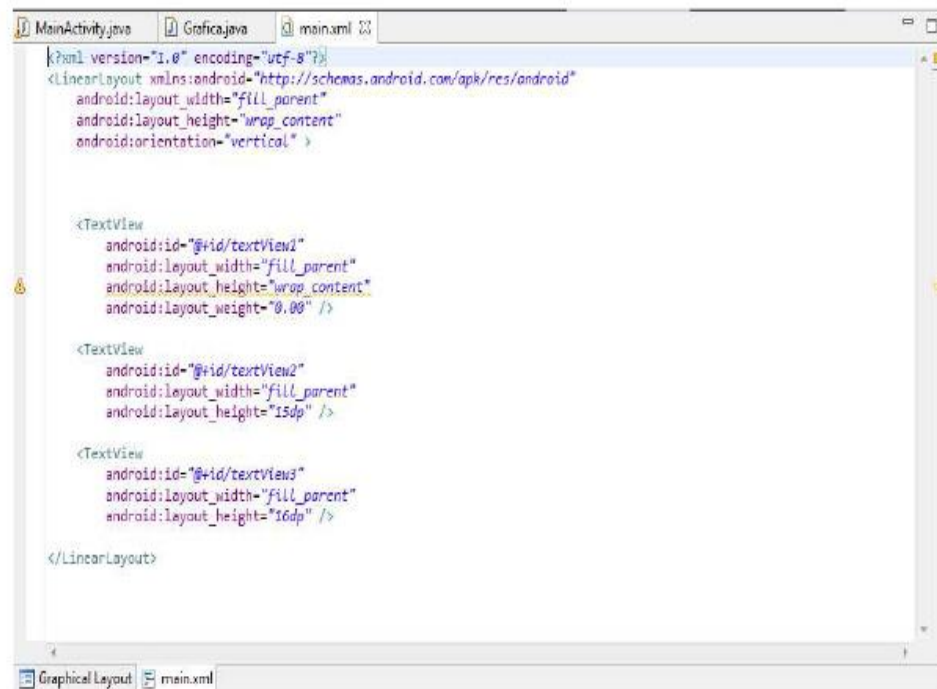


Figura 20. Código XML

El archivo. Java maneja dos clases principales para el proceso de la aplicación, estas son:

- **MainActivity:** aquí se definen las variables de la interfaz gráfica del usuario, proporcionando el nombre a cada objeto del que forma la pantalla. También se crean las variables generales del sistema, y hereda de la clase principal `IOIOActivity` el método `onCreate`.
- **Looper:** es la clase donde se implementan todas las variables propias de la tarjeta como son: entradas analógicas, y por herencia de clase `BaseIOIOLooper` tiene métodos de lectura de voltaje asignación a pines, señales PWM y acceso a diferentes mecanismos para el control de la tarjeta.

Cada clase implementa sus métodos principales, dentro de la clase `MainActivity` el método `onCreate` se encarga de asociar la etiqueta el archivo.xml con la actividad, creando de esta forma el link de conexión indicando el contenido de toda la capa de objetos creados para interactuar con el usuario

De igual forma los métodos llamados en la clase `Looper` son:

- **Setup:** es convocado cuando el teléfono o dispositivo móvil es detectado
 - Se realiza la declaración de variables digitales, analógicas y de uso constantes de conversión para implementar una ecuación en la tarjeta.
 - Se inicializa las variables de salida con un valor para asegurar su estado antes del desarrollo del proceso del equipo.
- **Loop:** se lo llama en el método del hilo principal, implementa los mecanismos de lectura de variable de la tarjeta y es un método continuamente llamado, es decir se convierte en un lazo repetitivo de funcionamiento de la actividad.

Estos dos métodos lanzan sus excepciones en caso de que hubiera una pérdida de comunicación con la tarjeta y son específicamente donde se realiza todo lo vinculado con las entradas y salidas físicas de la tarjeta IOIO.

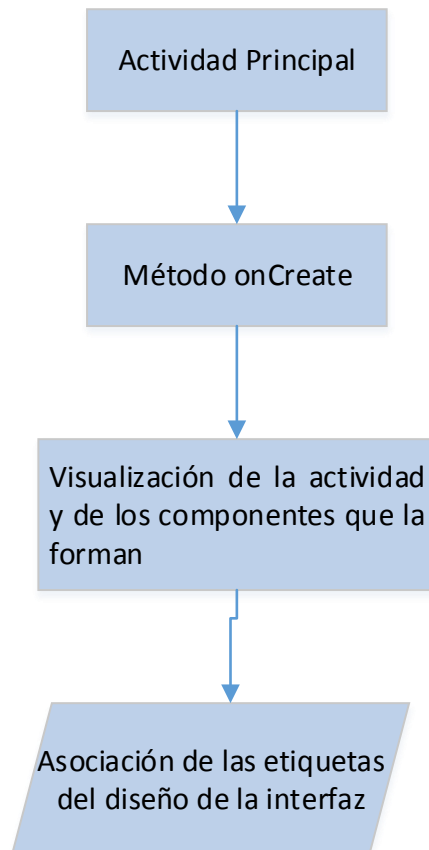


Figura 21. Ciclo de programación en dispositivo móvil

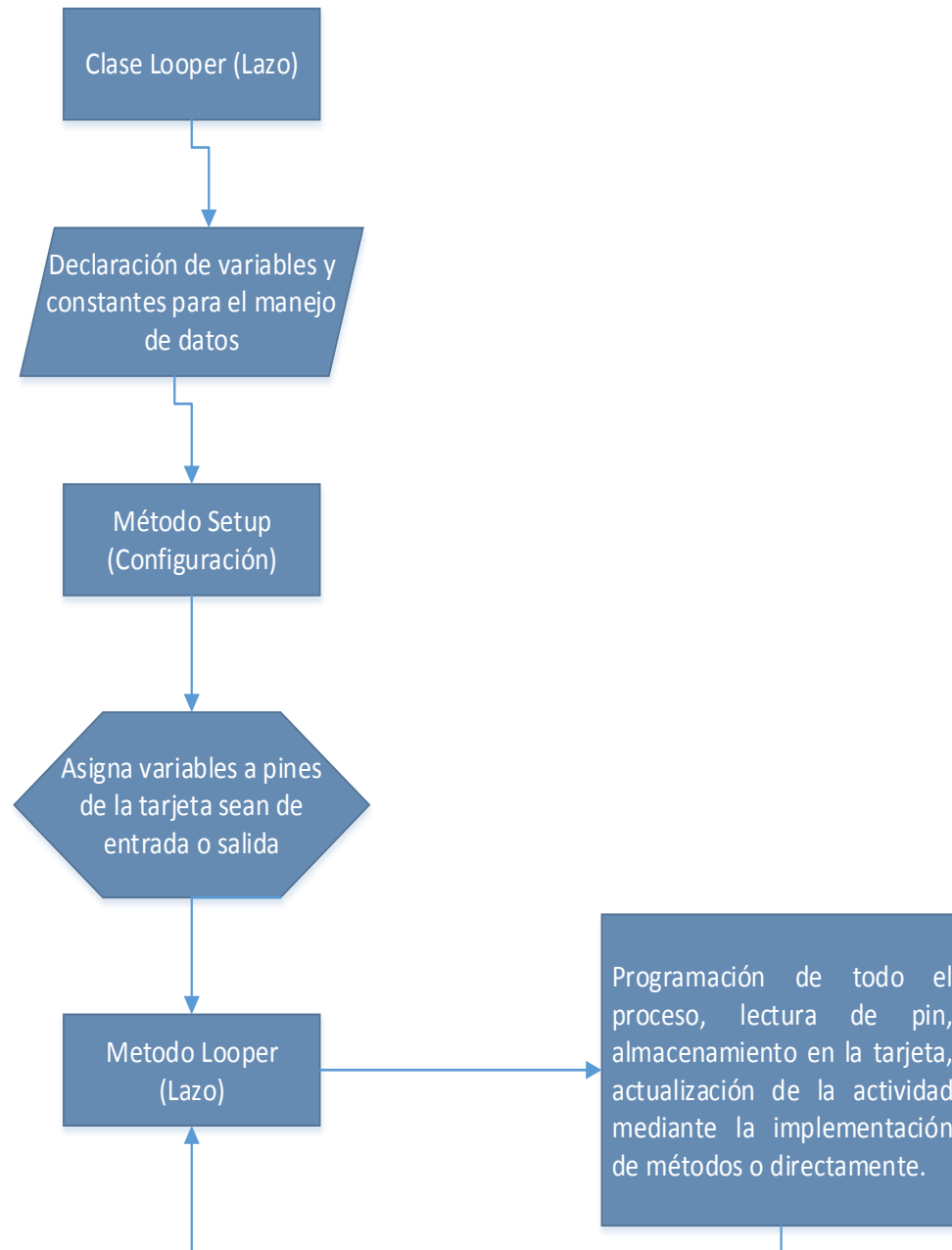


Figura 22. Ciclo de programación en dispositivo móvil

Una vez conocida la forma de programación visualizadas en las Figura 21 y Figura 22 en conjunto con el entorno gráfico de, es necesario mencionar los objetos más usados para el diseño de interfaces gráficas.

Entre los elementos más usados son:

- TextView
- Button
- ProgressBar
- Images

Estos elementos son distribuidos según su necesidad en la capa de la actividad denominada layout o capa, indicando el valor de una variable en un instante determinado según el algoritmo de programación.

La vista de texto tiene dos funcionalidades, puede ser utilizada como una constante o una variable.

El button manipula las acciones que se quiere desarrollar dentro del programa, dependiendo de la interacción que tenga el usuario.

El progressbar permite tener una visualización del alcance de un proceso que se lleve a cabo en la actividad.

Otro elemento que generalmente es usado en una aplicación es el de una imagen para dar un ambiente diferente a la presentación de la aplicación.

Una aplicación que tiene la IOIO es que permite generar y manejar información, dentro de la programación se la ordena como una base de datos, para esto se hace uso de SQLITE, el cual es un gestor de base de datos de código abierto y que no requiere configuración ni servidor de base de datos.

Para la utilización se crea un objeto de la clase AdminSQLiteOpenHelper y uno de la clase SQLiteDatabase, en este se encuentra el método getWritableDatabase que permite abrir la base de datos en modo de lectura para poder ser consultada dependiendo los requerimientos.

La utilización se crea una tabla que almacena campos detallados en la clase SQLiteDatabase, en este caso los campos son los siguientes:

```
"CREATE TABLE ("+_ID+" INTEGER PRIMARY KEY AUTOINCREMENT,  
user TEXT, lect TEXT);";
```

El primer campo es el número de registro que se almacena, es así que este campo incrementa dependiendo el número de muestras realizadas.

El segundo campo es de tipo texto donde se almacena el nombre del paciente y por último se tiene el campo donde se presenta el cálculo de la espirometría.

Para la gestión de actualización y almacenamiento en la base de datos se hereda de la clase SQLiteOpenHelper encargada de la configuración.

Aparte de las librerías de la IOIO que se crean al momento de generar la interfaz, se debe importar las librerías que permiten la manipulación de los elementos de la interfaz y del control de los pines de la tarjeta como son las siguientes:

- `import ioio.lib.api.AnalogInput;`
- `import ioio.lib.api.DigitalOutput;`
- `import ioio.lib.api.IOIO;`
- `import ioio.lib.api.PwmOutput;`
- `import ioio.lib.api.exception.ConnectionLostException;`
- `import ioio.lib.util.BaseIOIOLooper;`
- `import ioio.lib.util.IOIOLooper;`
- `import ioio.lib.util.Android.IOIOActivity;`

Las dos primeras permiten la lectura de la entrada analógica y digital así como la salida.

La cuarta permite la salida del dato del pwm, la quinta lanza una excepción en caso de desconectarse la aplicación de la tarjeta.

Finalmente las tres últimas permiten la aplicación de la clase LOOPER propio de la IOIO donde se realiza toda la programación de la tarjeta y la ejecución de la actividad.

CAPITULO 4

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE Y SOFTWARE

En este capítulo se realizará el diseño del hardware y software de un prototipo de un espirómetro.

4.1 DISEÑO DE HARDWARE

El prototipo a diseñar permitirá medir el flujo espiratorio máximo PEF de una persona y mostrará los resultados de la medición en un dispositivo móvil con sistema operativo Android, el dispositivo será portátil abasteciéndose de energía mediante una batería de 9V. La comunicación del dispositivo móvil con el prototipo será utilizando una conexión USB.

4.1.1 Requerimientos de diseño

- El prototipo debe constar con una entrada para la conexión con el sensor de medición de flujo espirométrico.
- La etapa de acondicionamiento de señal debe proveer los respectivos voltajes adecuados de entrada a la tarjeta IOIO.

- El prototipo debe tener una salida USB que permita la conexión con el dispositivo móvil.
- El prototipo se energizará con una batería de 9V.
- Dispondrá de una boquilla con las dimensiones adecuadas para que el paciente pueda realizarse la espirometría.
- El prototipo se diseñará para realizar mediciones a personas con una estatura de hasta 1.79 máximo y con un rango de edades de 10 a 70 años.

4.1.2 Diagramas de bloques

El prototipo a diseñarse tendrá el siguiente diagrama de bloques mostrado en la Figura 23.



Figura 23. Diagrama de bloques del prototipo

El diagrama de bloques del prototipo tiene varias etapas entre las cuales se tiene:

- Etapa de sensamiento que mide el flujo espiratorio máximo PEF de una persona, esta etapa se conectará a la tarjeta de adquisición mediante un cable de tres hilos.
- Etapa de adquisición de datos, la cual se encargará de recibir la señal del sensor, procesarla y enviar los datos a la etapa del dispositivo móvil.
- Etapa de presentación de resultados que está conformada por el dispositivo móvil, el cual recibe la información procesada de la tarjeta IOIO, donde se presentaran los resultados de la espirometría.

4.1.3 Diseño de la etapa de sensamiento

La etapa de sensamiento es la encargada de recibir el flujo de aire del paciente, el proceso es representado mediante la Figura 24.

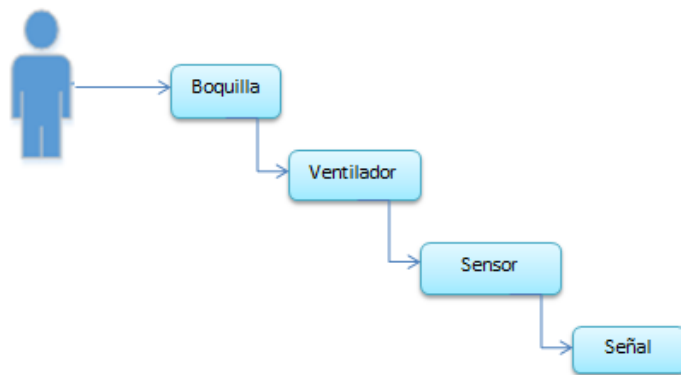


Figura 24. Diagrama de bloques del sensamiento

La boquilla deberá ser diseñada para que el paciente expulse el flujo de aire, en el que no deben existir fugas al momento de realizar la prueba.

El ventilador debe ser una lámina tipo aspa, que gire al momento de expulsar el flujo de aire.

Deberá tener un sensor transmisor y receptor de señal, el mismo que debe ser comercial y para aplicaciones médicas. Este sensor entrega la señal a ser procesada en la siguiente etapa.

4.1.3.1 Diseño de la boquilla y el ventilador

Para el diseño de la boquilla y el ventilador debe cumplir con los siguientes requerimientos:

- Debe ser hermética, es decir que no debe existir fugas de aire al momento de realizar la espiración.
- Debe tener un diámetro adecuado para la boca del paciente.
- Debe estar elaborado de un material que sea inoxidable y resistente.
- La boquilla debe ser desmontable, facilitando la limpieza adecuada

De acuerdo a los parámetros antes mencionados se realiza la selección de la boquilla y el ventilador, mediante la Tabla 6.

Tabla 6

Requerimiento de boquilla

Requerimientos	Marca Vitalograph	Marca Osrom
Es hermético	Si	Si
Diámetro adecuado	Si	Si
Material inoxidable y resistente	Si	Si
Boquilla desmontable	No	Si

En base al cuadro técnico se selecciona el modelo de la marca Osrom.

4.1.3.2 Estructura mecánica

Comprende la estructura física y todos los elementos que conforman el espirómetro digital.

Dentro de la estructura mecánica del espirómetro se utilizó un prototipo de fibra que tiene un tubo de 14,3 centímetros de longitud y 3 centímetros de diámetro como se indica en la Figura 25 y Figura 26.



Figura 25. Tubo de fibra

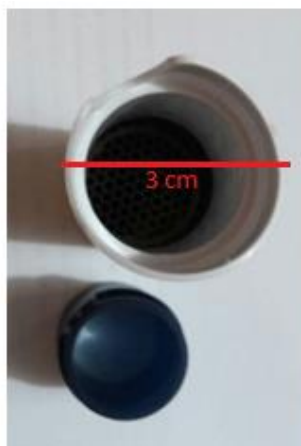


Figura 26. Diámetro del tubo de fibra

El tubo, que al mismo tiempo sirve como conductor del aire espirado al sensor y como estructura aislante a corrientes externas, tiene una pequeña lamina de metal la cual gira al momento de expulsar el aire de los pulmones, dando como

resultado el número de RPM que tuvo el paciente al momento de la medición como se indica en la Figura 27.



Figura 27. Lamina de metal

La señal de flujo adquirida de la espiración es medida por un sensor transmisor y receptor de señal, dichos sensores se encuentran en la parte superior del tubo, en los extremos del mismo, como se indica en la Figura 28.



Figura 28. Orificios para los sensores

4.1.3.3 Diseño de la etapa del sensor

El sensor es el que realizara el cálculo de la espirometría, el que por sus características técnicas será capaz de medir el flujo espiratorio máximo cumpliendo con parámetros técnicos obteniendo un error de hasta el 5%, además de un tiempo de respuesta rápida y por ultimo debe ser de fácil conexión y desconexión con el prototipo a diseñarse.

Los requerimientos del sensor son:

- Voltaje de alimentación de 5V.
- Corriente directa de 50mA.
- Tiempo de respuesta de 400ms.
- Disipación de energía de 60W
- Debe tener un Tx y Rx.

De acuerdo a los parámetros antes mencionados se realiza la selección de la boquilla y el ventilador, mediante la Tabla 7.

Tabla 7

Parámetros de sensores Fairchild QRD1113/1114 y Cebek C-7288

Parámetros técnicos	Cebek C-7288	Fairchild QRD1113/1114
Corriente directa continua a 5V	Si	Si
Voltaje de entrada	Si	Si
Disipación de energía	No	Si
Tiempo de respuesta	No	Si
Tx y Rx	Si	Si

En base a los parámetros antes mencionados en la Tabla 7, se realiza la selección de la boquilla y el ventilador, seleccionado el sensor Fairchild QRD1113/1114, debido a que cumple los parámetros técnicos necesarios para el desarrollo de la aplicación.

4.1.3.4 Descripción del sensor Fairchild QRD1113/1114

El sensor seleccionado es un sensor infrarrojo que tienen la característica de medir radiación electromagnética infrarroja del cuerpo dentro de su campo de visión, dichos cuerpos presentan una cierta cantidad de radiación, imposible de visualizar para el ojo humano, ya que se encuentran en el rango del espectro justo por debajo de la luz visible.

El sensor se basa en la combinación de un emisor y un receptor, en donde el emisor es un diodo LED infrarrojo y el receptor el fototransistor, como se observa en la Figura 29.

El fotodiodo responde a los cambios de oscuridad a iluminación y viceversa con mucha más velocidad. En las ciencias médicas y biológicas los sensores infrarrojos ofrecen una solución para ciertos procedimientos por ejemplo: reconocimiento de algunos sentidos del cuerpo humano, medición instantánea de la temperatura del cuerpo, flujo espiratorio entre otras.

Entre las ventajas y desventajas al utilizar este tipo de sensor se tiene:

Ventajas

- Su alimentación es de bajo voltaje hasta 5Vcc.
- Es un sensor de muy bajo costo.
- Circuitería simple no requiere hardware especial.
- Alta seguridad, por lo general son apuntados directamente alineados (capaces de verse mutuamente) para comunicarse.

Desventajas

- Sensible al clima, luz directa de sol, lluvia, niebla, polvo etc.
- Corto alcance de sensamiento.

Bajo estos criterios se elige el sensor a utilizarse para el diseño propuesto, el cual cuenta con un emisor de señal, receptor de señal y resistencias para la limitación de paso de corriente.



Figura 29. Sensor emisor y receptor

4.1.3.5 Implementación de la tarjeta

El sensor utilizado debe cumplir con parámetros técnicos con el mínimo error de sensamiento.

Es así que para el sensamiento se implementó un circuito electrónico, el que tiene los siguientes materiales:

- Una resistencia de 180 Ω .
- Una resistencia de 220 Ω .
- Una resistencia de 20k Ω .
- Un led.

- Un sensor emisor de señal infrarroja
- Un sensor receptor de señal infrarroja.
- Cable de 3 hilos.

En la Figura 30, se presenta el diseño del circuito que permitió recibir la señal de la parte del sensamiento, el Vout que se tiene a la salida del circuito es la señal analógica que entra al pin 42 de la tarjeta IOIO, donde la información recibida es procesada y realiza el cálculo de la espirometría.

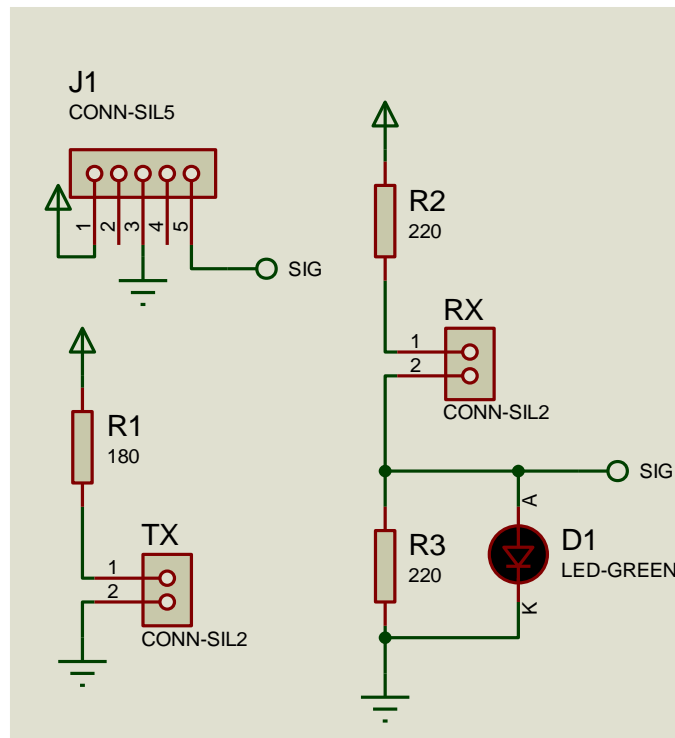


Figura 30. Diseño del circuito en Proteus

En la Figura 31, se presenta el ruteado del la placa del sensado de la señal.

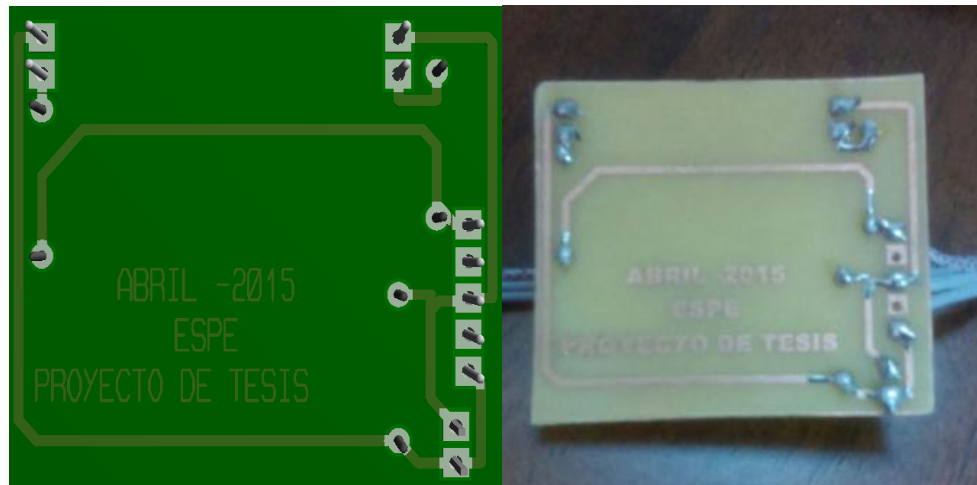


Figura 31. Diseño del ruteado del circuito en Proteus

En la Figura 32, se presenta el diseño del circuito ya implementado.



Figura 32. Diseño del circuito ya implementado

4.1.4 Tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos , consiste en la toma de muestras del mundo real (sistema analógico) para generar datos que puedan ser manipulados

por un ordenador u otros sistema digitales, dichas señales físicas, se convierten en tensiones eléctricas.

Dentro de los requerimientos de la tarjeta tenemos los siguientes:

- Velocidad de 32 MHz
- Memoria flash de 256 Kbytes.
- Procesador 24FJ256.
- Memoria RAM de 96 Kbytes
- 48 (28 PWM) pines de entradas y salidas
- Conector USB tipo A.
- Voltaje de entrada de 5V.
- 16 pines de Entrada Análogos

4.1.4.1 Selección de la tarjeta de adquisición de datos

Para la selección de la tarjeta de adquisición de datos se ha escogido dos tarjetas disponibles en el mercado para la interconexión con los dispositivos móviles para los que se ha realizado una tabla comparativa la que se indica en la Tabla 8.

Tabla 8

Tabla de características técnicas de IOIO y Arduino

Parámetros técnicos	Arduino ADK	Sparkfun IOIO
Procesador de 24FJ256	SI	SI
Velocidad de 32 Mhz	NO	SI
Memoria Flash 256 Kbytes	SI	SI
Memoria RAM 96 Kbytes	NO	SI
48 (28 PWM) Pines de Entrada- Salida Digital	SI	SI
16 Pines de Entrada Análogos	SI	SI
Entrada de Voltaje de (5 – 15) V	SI	SI
Conectores DC USB tipo A	SI	SI

En base a la Tabla 8, se ha seleccionado la tarjeta Sparkfun IOIO puesto que posee las librerías que permiten una programación adaptable a los kit de desarrollos más usados.

4.1.4.2 Descripción técnica de la tarjeta Sparkfun IOIO

Para el desarrollo de las aplicaciones con Android se realiza la programación en el computador y mediante la conexión USB se debe transferir el programa al dispositivo móvil, luego el celular se debe conectar con la tarjeta IOIO mediante USB, el programa finalmente correrá en el dispositivo móvil. El tipo de conexión USB que se necesita es USB cliente con lo que cuentan la gran mayoría de los teléfonos con sistema operativo Android, sin embargo, algunos dispositivos Android nuevos tienen conexión host USB que normalmente se ve como un conector USB normal pero no es compatible con IOIO.

IOIO contiene el microcontrolador PIC24FJ128DA106-I/PT que actúa como USB Host e interpreta las peticiones de la aplicación Android el microcontrolador puede interactuar con otros dispositivos físicos conectados al mismo tales como sensores y actuadores entre otros utilizando las señales y protocolos convencionales tales como entradas y salidas digitales, PWM, entradas analógicas, I2C, SPI y UART, el IOIO todas ellas pueden ser utilizadas. El código para controlar estas interfaces se escribe de la misma forma que se escribe una aplicación de Android usando una pequeña librería. En otras palabras, el IOIO permite aprovecharse de la gran potencia de cálculo de los dispositivos móviles con Android, Internet/Bluetooth, conectividad Wifi, touch screen y conectarlo con periféricos externos de forma sencilla. Ideal para aplicaciones de interfaz gráfica que se pueden beneficiar de los gráficos integrados, memoria RAM de 24K bytes de memoria de vídeo, mTouch, USB y otros periféricos

4.1.5 Alimentación para la tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta IOIO necesita un voltaje de alimentación de 5 voltios a la entrada, para lo cual se utilizó una batería con un voltaje de salida de 9 voltios.

Para esto se diseñó un circuito regulador de voltaje utilizando el integrado de la familia 7805, que es un regulador de tres terminales (entrada, masa, salida), el

cual se visualiza en la Figura 33, cuenta con un capacitor que se usa como filtro de salida (especialmente para cualquier ruido de alta frecuencia), el valor del capacitor puede ser modificado, es así que se tiene el diseño del regulador de voltaje de 9V a 5V.

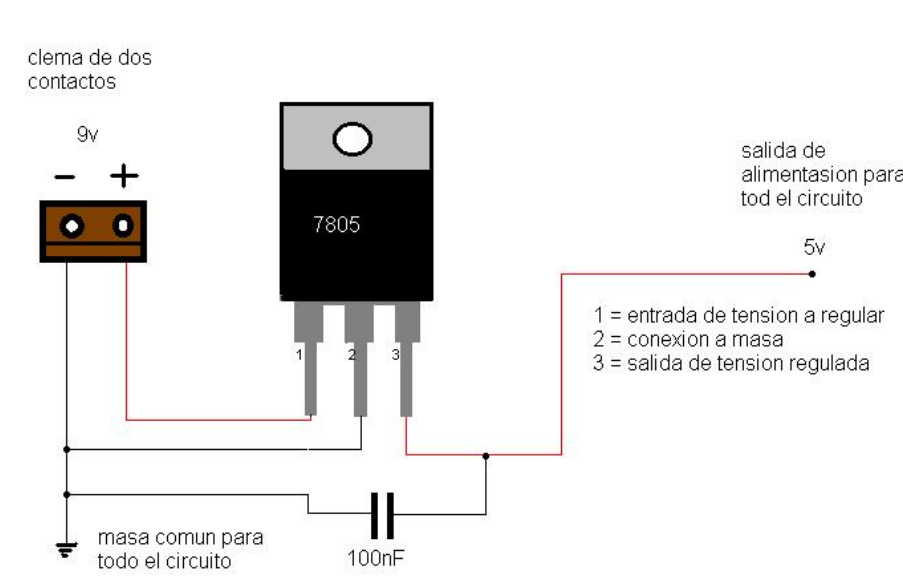


Figura 33. Integrado 7805

El diseño cuenta con los siguientes materiales:

- L7805
- Un capacitor de 10 μ F
- Zócalos
- Una brocheta de pila

En la Figura 34, se presenta el diseño del circuito regulador de voltaje.

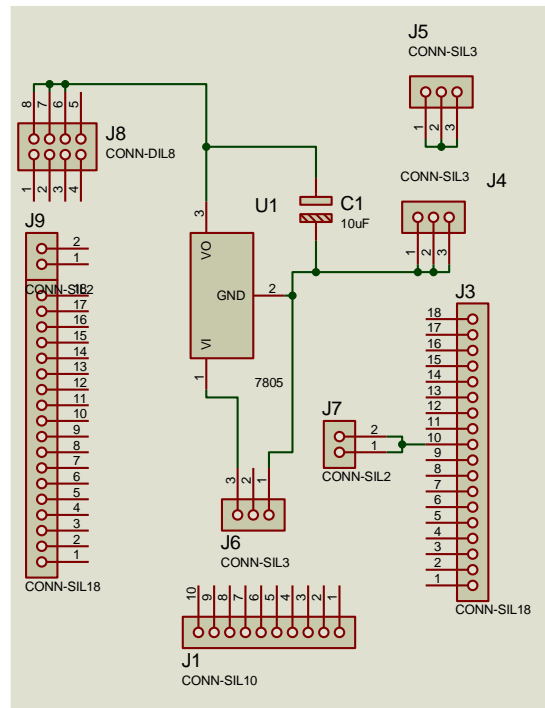


Figura 34. Diseño del circuito en Proteus

En la Figura 35, se tiene el ruteado del diseño del circuito regulador de voltaje.

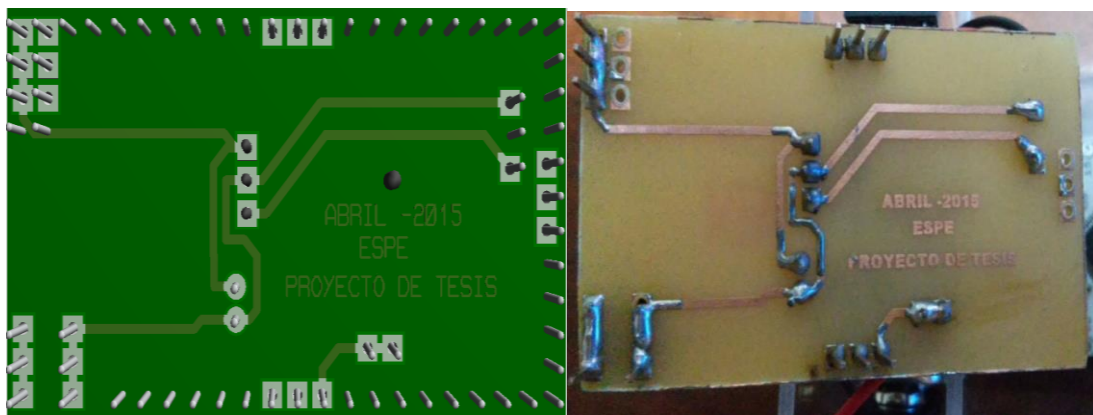


Figura 35. Diseño del ruteado en Proteus

En la Figura 36, se tiene la implementación del circuito en baquelita.

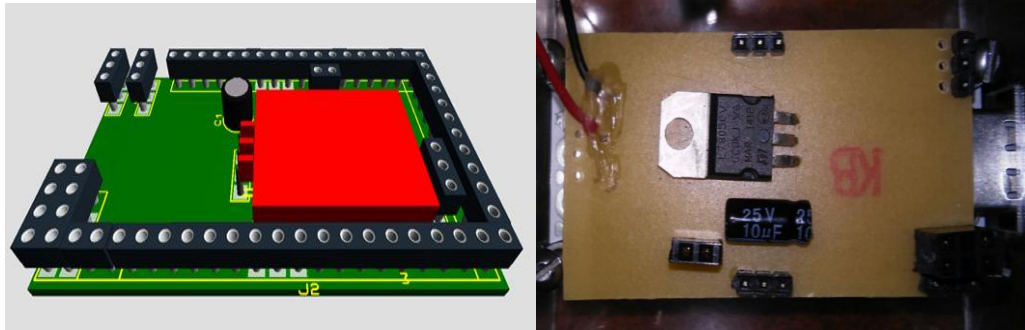


Figura 36. Diseño del circuito implementado

4.1.6 Dispositivo móvil

Los dispositivos móviles son aparatos de tamaño pequeño que cuentan con características tales como capacidades de procesamiento, con conexión permanente o intermitente a una red, con memoria limitada, diseñados específicamente para una función, pero a su vez pueden llevar acabo otras funciones más generales.

Los requerimientos que debe tener el dispositivo móvil para llevar acabo aplicación son:

- Sistema operativo Android 4.1.2
- Conectividad USB 2.0
- Pantalla SAMOLED tamaño 4.0"
- Velocidad 1GHz, procesador Dual Core
- Memoria externa MicroSD de hasta 32 GB
- Memoria interna de 8/16 GB.

4.1.6.1 Selección del dispositivo móvil

Para la selección del dispositivo móvil, se escogió dos teléfonos móviles disponibles en el mercado para los que se ha realizado una tabla comparativa de las características técnicas, la que se indica en la Tabla 9.

Tabla 9

Tabla comparativa de teléfonos móviles

Parámetros técnicos	LG L70	Samsung S3 mini III
Sistema operativo Android 4.1.2	NO	SI
Conectividad USB 2.0	SI	SI
Pantalla SAMOLED tamaño 4.0"	SI	SI
Velocidad 1GHz, procesador Dual Core	SI	SI
Memoria externa MicroSD de hasta 32 GB	SI	SI
Memoria interna de 8/16 GB	SI	SI

En base a la Tabla 9, se selecciona el dispositivo móvil Samsung S3 mini III, el que cumple con los requerimientos necesarios para la aplicación.

4.1.6.2 Descripción del dispositivo móvil Samsung S3 mini III

Samsung Galaxy S III mini incorpora el último sistema operativo de Android, Jelly Bean (Android™ 4.1). Disfruta de unos gráficos más rápidos y fluidos, del nuevo buscador de Google y de la característica Google Now, un servicio capaz de ofrecer toda la información que se necesita incluso antes de pedirla, como se indica en la

4.2 DISEÑO DE SOFTWARE

Para el desarrollo e implementación del software se implementan los siguientes diagramas:

4.2.1 Diagrama de flujo del prototipo

En el diagrama de flujo se presenta las actividades de una manera gráfica del algoritmo o proceso realizado en la programación para la ejecución del prototipo de un espirómetro.

En la Figura 37, se presenta el funcionamiento de la espirometría.

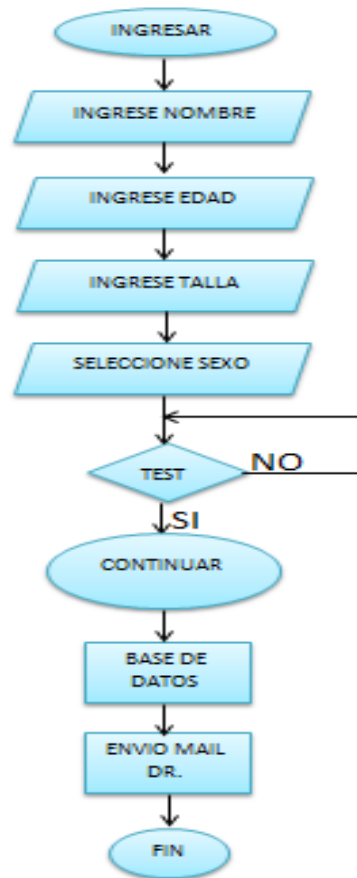


Figura 37. Diagrama de flujo de funcionamiento de la espirometría

4.2.2 Diagrama de flujo para el control en el dispositivo móvil

La tarjeta IOIO utiliza un lazo repetitivo en la creación de una actividad, este se encarga de realizar la actualización del HMI y a su vez actualiza el valor de una variable manipulada.

Un diagrama UML de secuencia muestra el control de usuario-dispositivo, cabe mencionar que Android lanza automáticamente una excepción de cometerse un error en la recepción, comunicación, interrupción e intercambio de información por lo que la secuencia de operación del sistema debe ser específica y directa para la interacción con el usuario como se muestra en la Figura 38

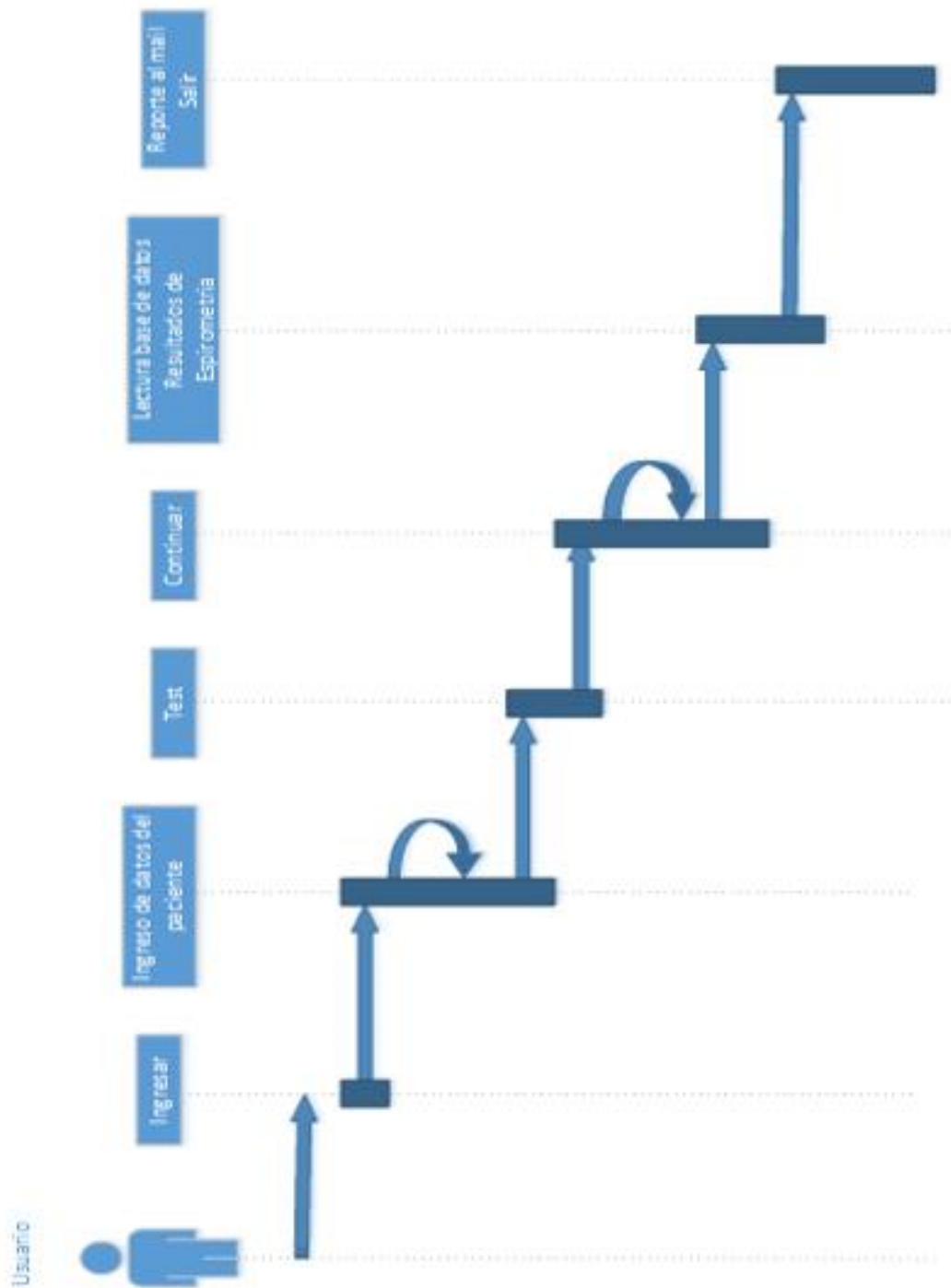


Figura 38. Diagrama UML

El esquema de secuencia es parte también del diseño de diagramas UML para el desarrollo de software.

4.2.3 Diagrama de caso de uso

Es una forma de diagrama de comportamiento UML mejorado, donde se describe los pasos o las actividades que debe realizarse para llevar a cabo el proceso de la medición de flujo espiratorio máximo.

El actor tiene tres pantallas, como se indica en la Figura 39.

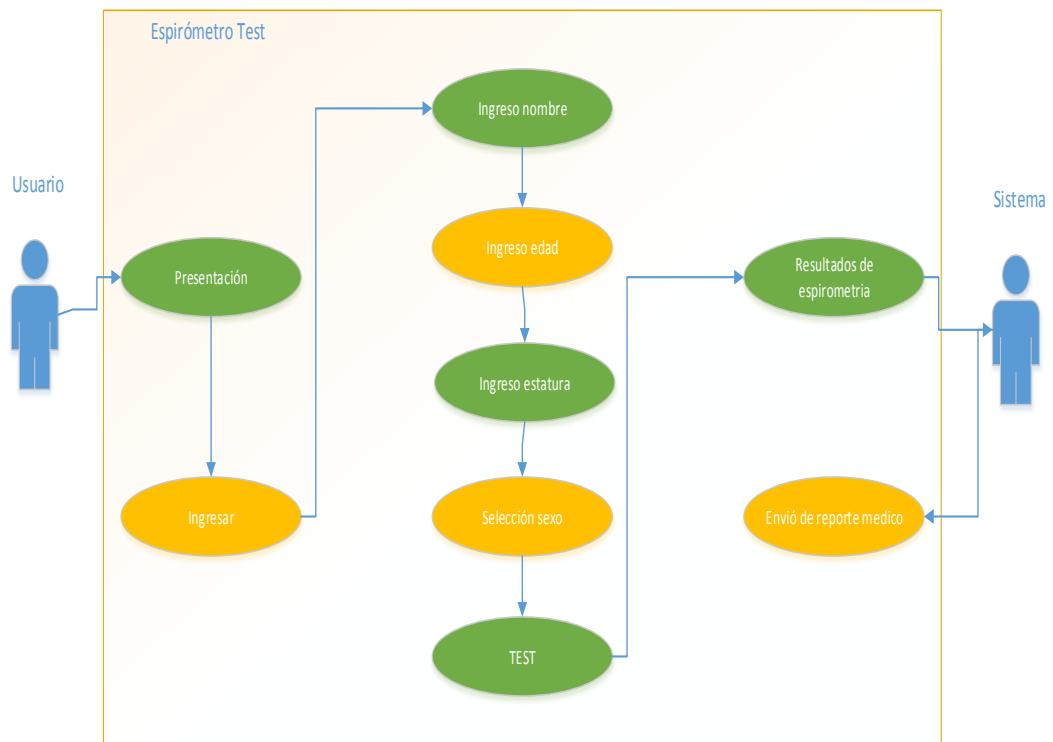


Figura 39. Diagrama caso de uso

4.2.4 Diagrama de estados

Describe el comportamiento de todos los estados posibles en que pueda entrar un objeto particular y la manera en que cambia el estado del objeto, como se indica en la Figura 40.

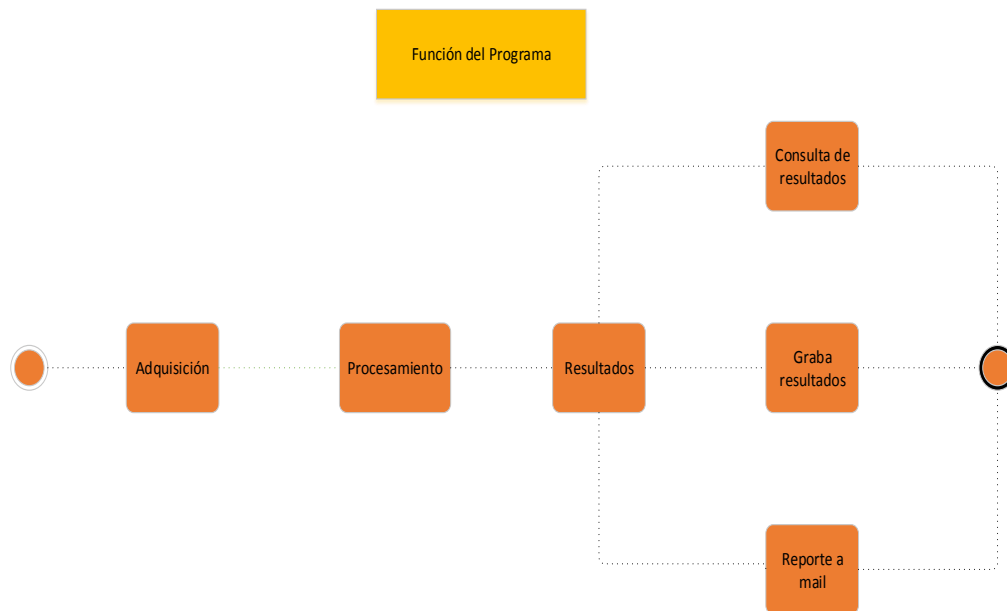


Figura 40. Diagrama de estados

4.2.5 Diagrama de clase

Es un tipo de diagrama estático que describe la estructura de un sistema indicando las clases que se encuentran orientados a objetos.

Para cumplir el objetivo propuesto en este proyecto se realizó una programación generada en clases las cuales cada una cumplen una función específica la cual se explica a continuación:

- **Clase *Main.java***: es la que ejecuta todas las operaciones asociadas al proceso de medida y toma de datos de la tarjeta.
- **Clase *Intro.java***: clase de bienvenida e ingreso a la aplicación.

- **Clase *users.java*:** una vez realizado todo el proceso el usuario tiene la opción de enviar la información de su medición al médico vía mail, la cual es de gran ayuda tanto para el paciente como para el médico tratante ya que se llevaría un control diario sin necesidad de que el paciente acuda a una cita médica.
- **Clase *muestreo.java*:** es la clase que permite establecer la etapa de muestreo, donde se los rangos de voltaje son interpretados como un “1” lógico los voltajes máximos y “0” lógicos los voltajes mínimos. Estos “0” y “1” lógicos establecerán la señal analógica la cual permite obtener el número de muestras reales para realizar la conversión y obtener el PEF (flujo espiratorio máximo).
- **Clase *Adqui_dat.java*:** se asigna una variable de manipulación que es un entero, dicha variable ingresa a un hilo de muestreo de 7 segundos que adquiere la información analógica de la tarjeta.
- **Clase *calculo_espirometria*:** después de realizar el muestreo y la adquisición del dato se realiza el cálculo de la espirometría, en el que se toma en cuenta las variables de edad, estatura, sexo y el número de muestras obtenidas para generar el valor del PEF.
- **Clase *Handler_sqlite.java*:** esta consta de tres etapas almacena, busca y borra.

Almacena toda la información del usuario independientemente del número de mediciones que se haya realizado, busca la información de mediciones realizadas en base al nombre de usuario y borra datos no suficientemente necesarios para el proceso de registro.

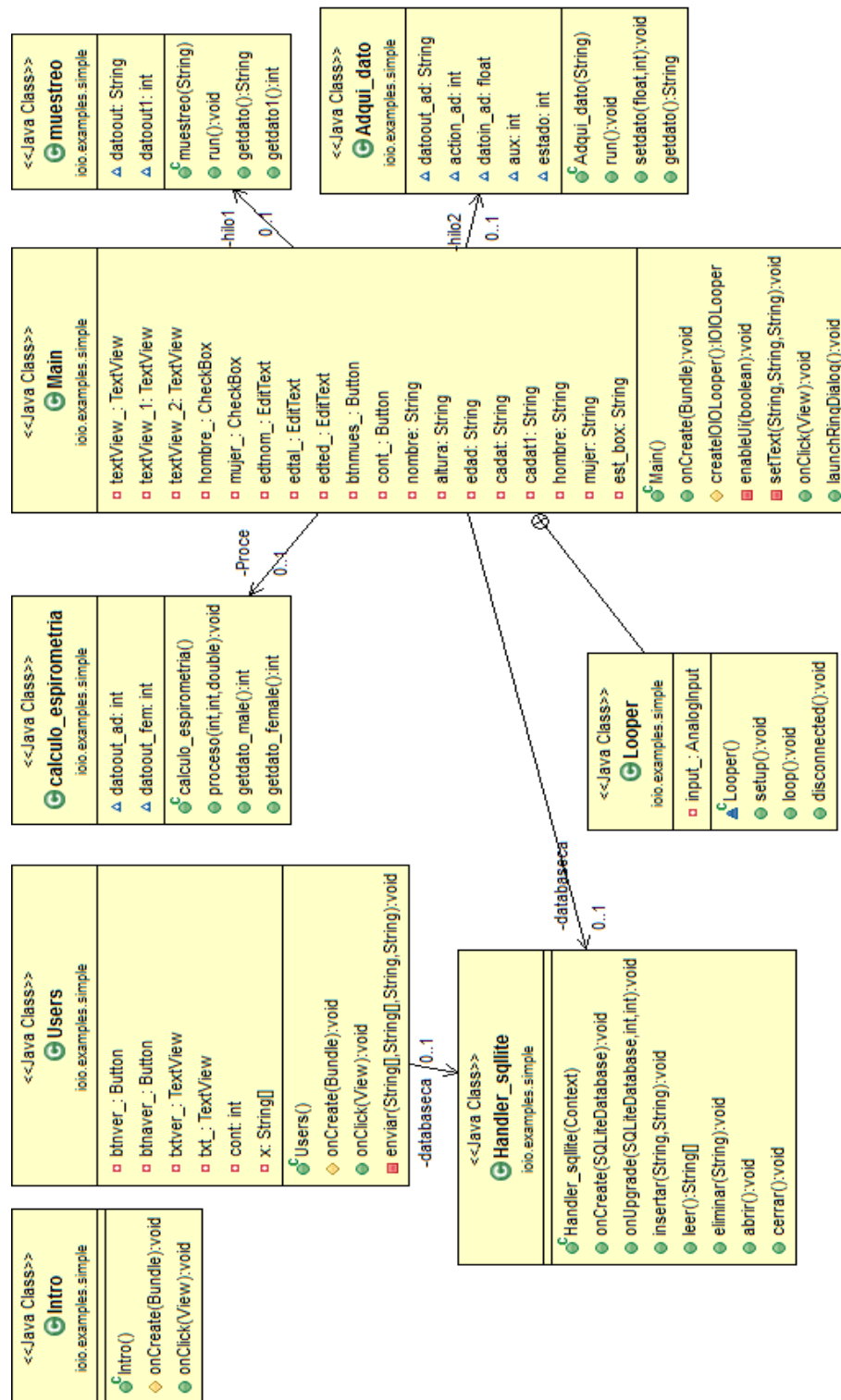


Figura 41. Diagrama de clases

4.2.6 Tablas espirométricas

Las tablas que se presentan a continuación, tienen valores de la espirometría dentro de los rangos normales tomando en cuenta parámetros importantes como: edad, estatura y sexo de una persona.

Estas tablas fueron extraídas de (P Williams, 1985), y referenciales para realizar el cálculo de la espirometría de las personas a utilizar el dispositivo electrónico.

En la Tabla 10 se indica los PEF en (L/min) normales para hombres con una estatura de 1.52 m a 1.80 m y con una edad promedio de entre 20 a 70 años.

Tabla 10

Rangos normales de una espirometría en hombres

HOMBRES (L/min)			
EDAD	ESTATURA (m)		
	1.52	1.65	1.80
20	554	602	649
30	532	577	622
40	509	552	596
50	486	540	583
60	463	502	542
70	440	477	515

Fuente (P Williams, 1985)

En la Tabla 11, se indica los PEF en (L/min) normales para mujeres con una estatura de 1.40 m a 1.80 m y con una edad promedio de entre 20 a 70 años.

Tabla 11**Rangos normales de una espirometría en mujeres**

MUJERES (L/min)				
EDAD	ESTATURA (m)			
	1.40	1.52	1.65	1.80
20	390	423	460	496
30	380	413	448	483
40	370	402	436	470
50	360	391	424	457
60	350	380	412	445
70	340	369	400	432

Fuente (P Williams, 1985)

En la Tabla 12 se indica los PEF en (L/min) normales para niños de ambos sexos con una estatura de 1.19 m a 1.40 m y con una edad irreverente.

Tabla 12**Rangos normales de una espirometría en niños ambos sexos**

NIÑOS (L/min)	
ESTATURA (m)	AMBOS SEXOS
1.40	307
1.35	280
1.30	254
1.25	227
1.19	200

Fuente (P Williams, 1985)

En la Tabla 13 se indica los PEF en (L/min) normales para adolescentes de ambos sexos con una estatura de 1.50 m a 1.70 m y con una edad irreverente.

Tabla 13

Rangos normales de una espirometría en adolescentes

ADOLESCENTES (L/min)	
ESTATURA (m)	AMBOS SEXOS
1.70	467
1.65	440
1.60	413
1.55	387
1.50	360

Fuente (P Williams, 1985)

Las tablas en mención fueron usadas para relacionar las mediciones obtenidas que se realizaron en los diagramas de caso de uso, estado y clase.

Estos datos sirvieron para relacionar las mediciones sensadas con las mediciones que se presentan en las tablas.

4.2.7 Calibración del sensor

Dentro del software se realizó la calibración del sensor la cual está realizada en dos etapas que son:

- Etapa de muestreo
- Etapa de adquisición

La etapa de muestreo, se implementa una clase, con un contador dentro de un hilo que cumple la función de que el proceso se realice dentro de un rango menor a 5 segundos.

Por medio de la clase de adquisición de datos se asigna una variable de manipulación de tipo entero, dicha variable ingresa en el hilo de muestreo de 5 segundos. Esta variable envía el voltaje que está recibiendo del sensor, teniendo un valor mínimo de 1.70 voltios y un máximo de 2.11 voltios, dicho voltaje varía con la medición de la espirometría, es decir que al momento de que el paciente realiza la espiración en el prototipo este voltaje variara dependiendo de su fuerza pulmonar espirada.

Estos voltajes de variación serán representados como “1 y 0” lógicos generando una onda cuadrada la que posteriormente sirve para el cálculo de la espirometría.

Todo este proceso ingresa por el pin 42 de la tarjeta IOIO, que es un pin con la característica de E/S (entrada y salida de datos).

A continuación se presenta el diagrama de flujo para la calibración del sensor en la Figura 42.

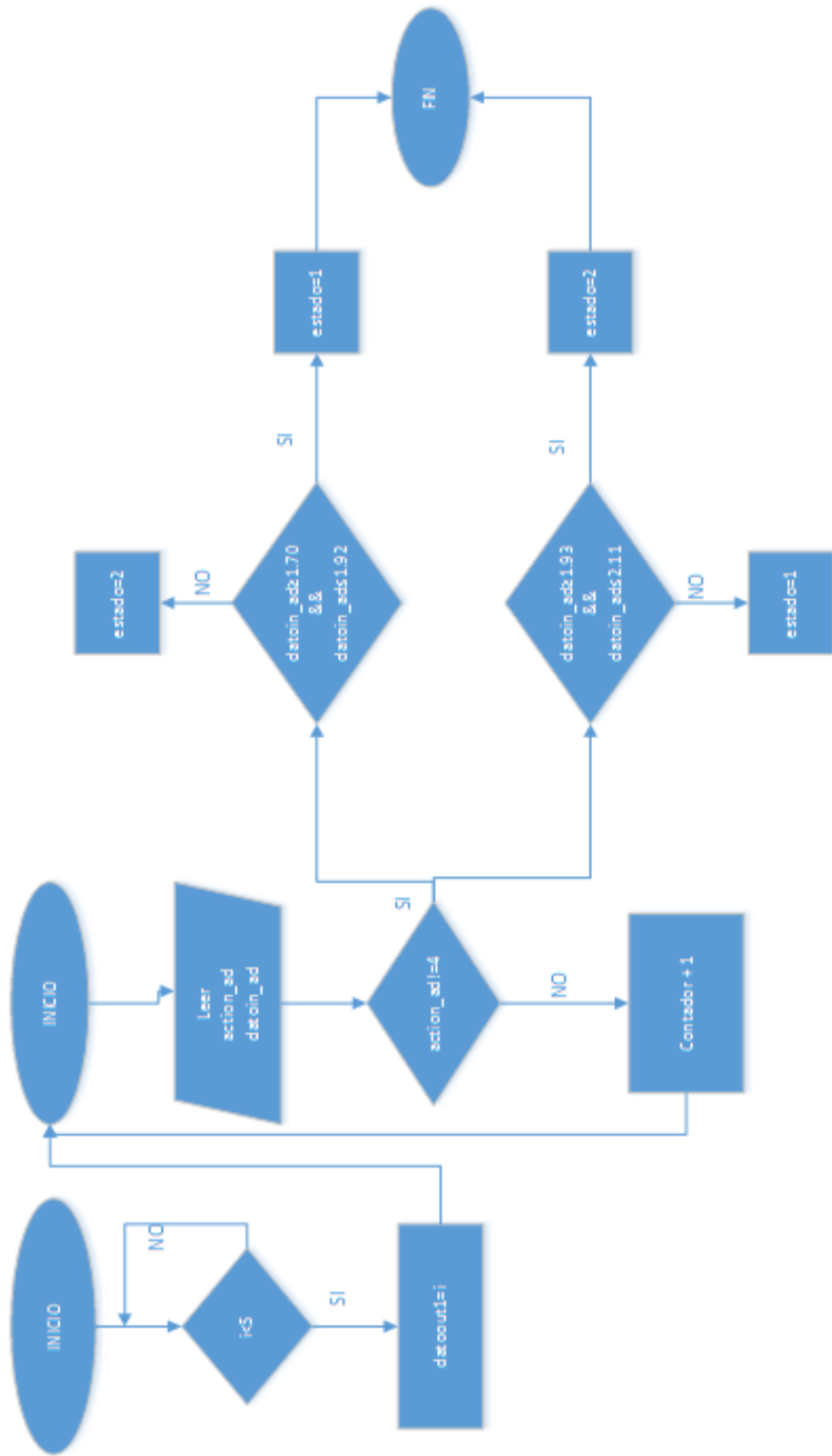


Figura 42. Diagrama de flujo para la calibración del sensor

4.3 DISEÑO DE LA INTERFAZ GRAFICA DE USUARIO

La interfaz de usuario es la parte del programa que permite al usuario interactuar con él.

El interfaz gráfico de software y hardware, establece un puente entre el dispositivo móvil a utilizarse y la persona que manipule el medidor de flujo espiratorio máximo.

La aplicación cuenta de tres ventanas las cuales son:

- **Espirómetro_test:** venta de inicio, donde se encuentra la información del proyecto.

Está dividida en cuatro áreas como se indica en la Figura 43, donde el área 1, 2 y 3 se presenta la información del proyecto, en el área 4 se tiene un botón que permite el ingreso a la aplicación.



Figura 43. Interfaz gráfica de inicio

- **Espirómetro:** es la ventana de la aplicación del espirómetro, donde se ingresa la información del paciente como nombre, edad, estatura y se selecciona el sexo.

El diseño de la interfaz de esta ventana se visualiza en la Figura 44, la que realiza el cálculo de la espirometría después de ingresar los datos del paciente se presiona el botón TEST y se lleva a la boca el dispositivo diseñado.

Se encuentra distribuido en 4 áreas donde el área 1 y 2 son información de la aplicación, el área 3 son los campos donde debe ingresar el paciente los datos como nombre, edad, estatura y sexo. Por último se tiene el área 4 que es el botón que el paciente debe presionar para iniciar el test.

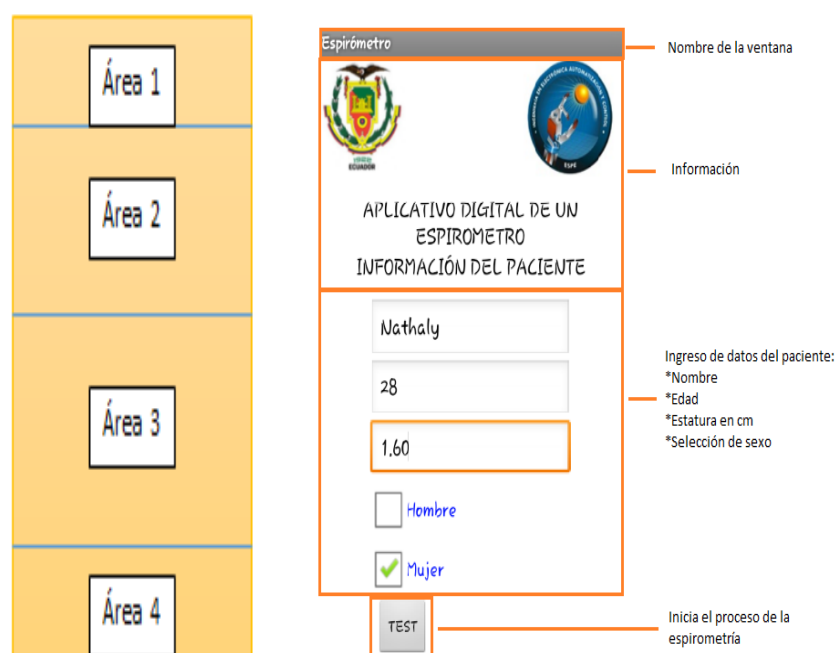


Figura 44. Interfaz gráfica del ingreso de datos para realizar la espirometría

Mientras se realiza la espirometría, aparece una ventana que indica que el paciente está realizando la espirometría, Figura 45.



Figura 45. Ventana de aviso que se está realizando la espirometría

Después de realizar la espirometría se tiene la misma interfaz gráfica, indica el muestreo que son las RPM que se obtuvo del proceso, este dato permite calcular la espirometría como se indica en la Figura 46.



Figura 46. Interfaz gráfica de la espirometría realizada

- **Usuario:** es la ventana donde se visualiza el PEF (flujo espiratorio máximo) en L/min, esta ventana se encuentra dividida en cuatro áreas.

Se encuentra distribuido en 4 áreas donde el área 1 y 2 son información de la aplicación, el área 3 se presenta los resultados de la espirometría almacenada en una base de datos, por último se tiene el área 4 que es el botón que el paciente debe presionar para generar el reporte médico y enviarlo vía mail al médico tratante como se indica en la Figura 47.



Figura 47. Interfaz gráfica del resultado de la espirometría

Las aplicaciones que se abren en la Figura 48 son propias del sistema operativo del dispositivo móvil, motivo por el cual registra el envío de correo electrónico del servidor de Gmail o Hotmail y el paciente deberá ingresar el correo al cual desea enviar los resultados de la espirometría realizada.

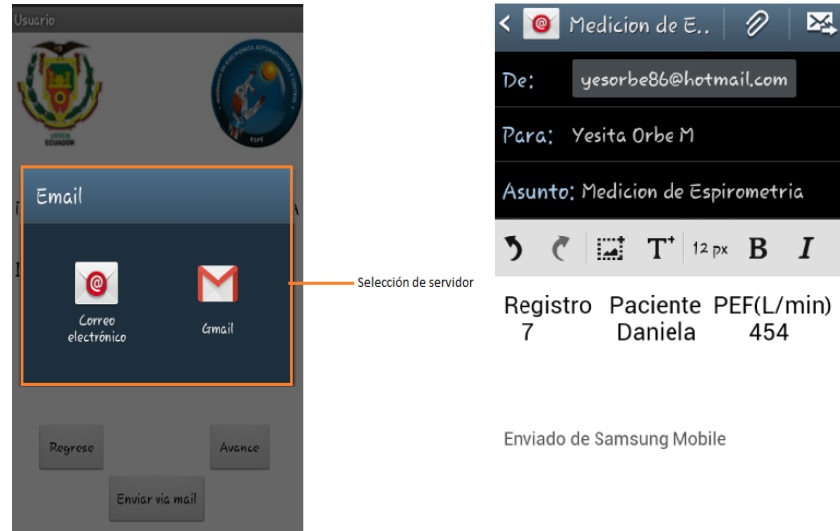


Figura 48. Interfaz gráfica de envío de reporte al mail

CAPITULO 5

PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el capítulo presente se realizó pruebas del dispositivo electrónico digital de medición de flujo espiratorio máximo con personas en un Centro de Salud del Distrito de Quito, perteneciente al Ministerio de Salud Pública (MSP).

Para las pruebas realizadas se tomaron personas adultas de entre 20 y 65 años de edad, adolescentes de 14 a 19 años y niños de 10 a 12 años, los mismos que presentaron molestias pulmonares y a los cuales se les realizó las pruebas del espirómetro para ver su tipo de afección.

5.1 PRUEBAS DE HARDWARE Y SOFTWARE

Para probar el desempeño del dispositivo diseñado, se realizó una comparación con dispositivos actuales en el mercado que cumplen con estándares y son resultados confiables para ser tomados como patrón.

El equipo médico seleccionado es de la marca comercial Vitalograph como se indica en la Figura 49, el mismo que entre sus características principales se tiene que es un medidor de flujo máximo electrónico para la vigilancia de la casa del asma con la transmisión de los datos Bluetooth es de simple uso y mide el PEF y es utilizado para la monitorización respiratoria en los ensayos clínicos.



Figura 49. Espirómetro de marca comercial Vitalograph

El desarrollo de las pruebas se realizó con pacientes sanos y pacientes que presentaron alguna obstrucción en las vías respiratorias para lo cual se realizaron los siguientes pasos:

- Encendido del prototipo de espirometría
- Conexión USB con el dispositivo móvil para establecer la comunicación.
- Aplicación “Espirometria test” abierta en el dispositivo móvil
- Almacenamiento en la tarjeta Micro SD de la memoria del dispositivo.

En la Figura 50, se presenta los dispositivos utilizados en las pruebas de espirometría.



Figura 50. Dispositivos para la espirometría

Una vez realizado todos los pasos anteriores y usando los aparatos electrónicos de medida se registraron los datos en la Tabla 14.

Las pruebas se realizaron con el prototipo diseñado y un prototipo comercial, para lo cual después se calculó el error porcentual entre los dos equipos con la finalidad de ver si el prototipo diseñado se encuentra dentro de los rangos permitidos de error.

La fórmula para el cálculo del error es:

$$\frac{(M. Comercial - M. Prototipo)}{M. Comercial} * 100\%$$

Donde:

- M.Comercial es la medida con el dispositivo comercial
- M.Prototipo es la medida con el prototipo diseñado

Tabla 14
Resultados obtenidos en los pacientes

Paciente N°	Edad	Estatura	Sexo	PEF (L/min)		ERROR %
				Comercial	Prototipo	
1	25	1.60	M	455	454	0,22
		1.72	H	637	636	0,16
2	35	1.58	M	444	442	0,45
		1.68	H	518	516	0,39
3	45	1.60	M	430	430	-
		1.68	H	490	489	0,20
4	55	1.56	M	419	418	0,24
		1.65	H	463	462	0,22
5	65	1.62	M	407	406	0,25
		1.69	H	436	435	0,23
6	10	1.25	M	216	215	0,46
		1.22	H	216	215	0,46
7	12	1.32	M	268	267	0,37
		1.38	H	293	293	-
8	14	1.42	M	352	350	0,57
		1.55	H	378	376	0,53
9	16	1.55	M	377	376	0,27
		1.59	H	403	402	0,25
10	18	1.60	M	403	402	0,25
		1.65	H	431	430	0,23

A continuación se realizó la tabulación de los datos obtenidos.

La Figura 51, presenta la gráfica de la espirometría realizada a mujeres dentro del rango de edad de 10 a 70 años, que corresponde a edad con respecto al PEF del prototipo diseñado y del comercial.

Existió un error del 0,57% entre los dos dispositivos de las mediciones.

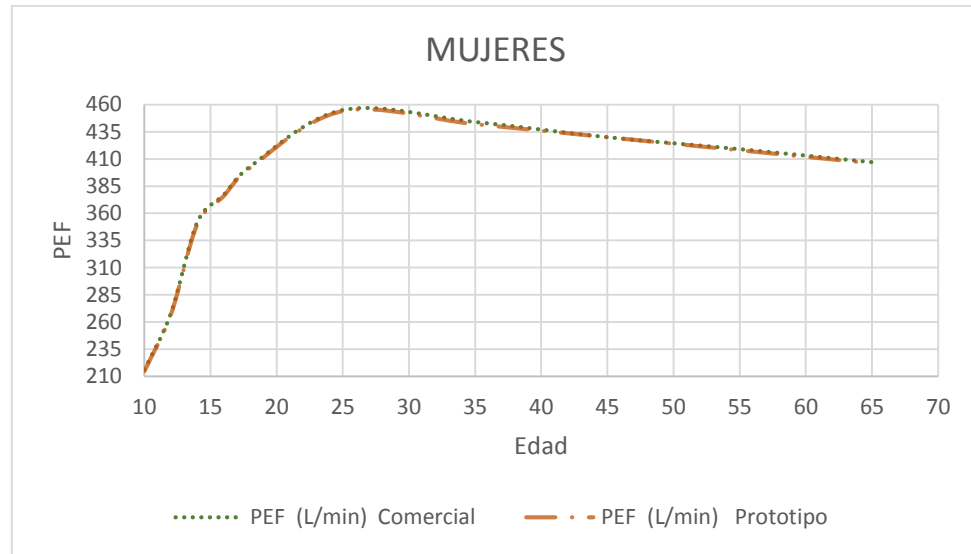


Figura 51. Gráfica (Edad & PEF) de mujeres, del prototipo comercial y el prototipo diseñado

La Figura 52, presenta la gráfica de la espirometría realizada a mujeres, que corresponde al número de pacientes en relación a los valores obtenidos, presentada por una curva donde los valores obtenidos de la espirometría en el dispositivo comercial y el prototipo no son iguales existiendo un error menor del 1%.

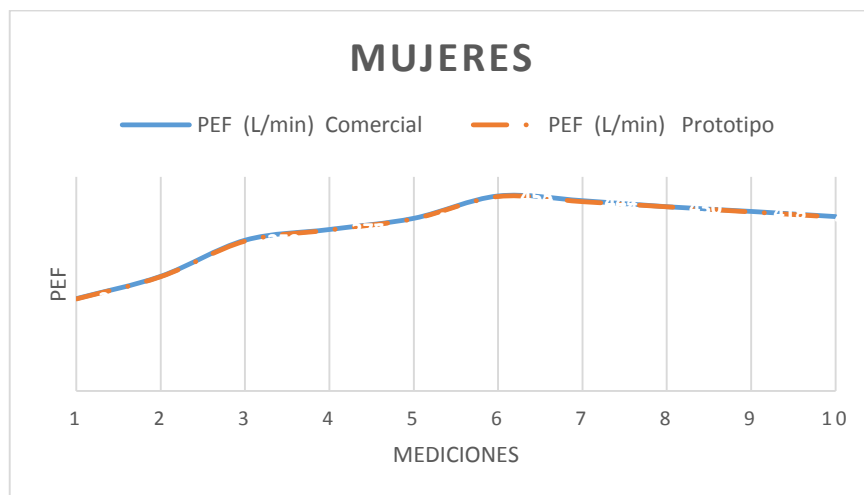


Figura 52. Gráfica de las mediciones realizadas del dispositivo comercial y el prototipo diseñado

La Figura 53, presenta la gráfica de la espirometría realizada a hombres dentro del rango de edad de 10 a 70 años, que corresponde a edad con respecto al PEF del prototipo diseñado y del comercial.

Existió un error del 0,53% entre los dos dispositivos de las mediciones.

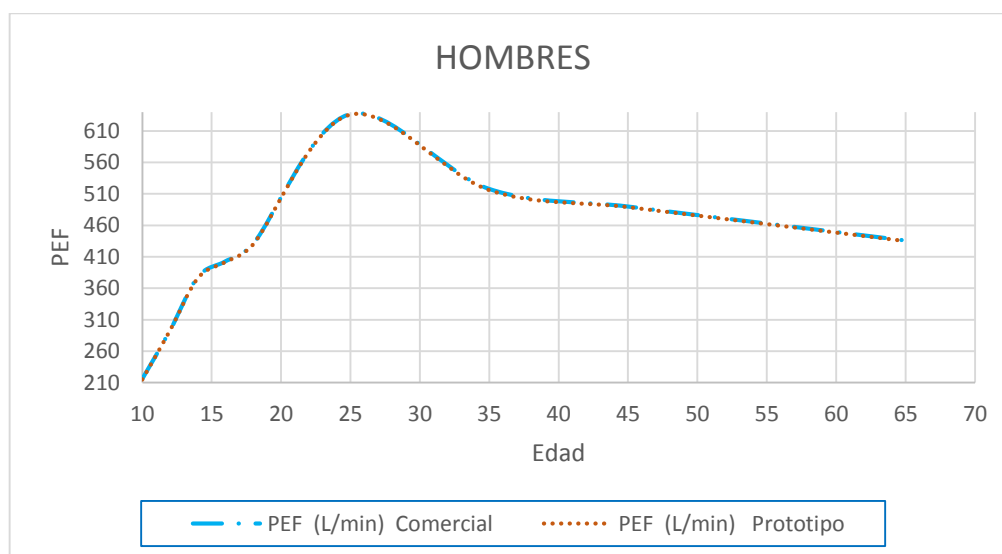


Figura 53. Gráfica (Edad & PEF) de hombres, del prototipo comercial y el prototipo diseñado

La Figura 54, presenta la gráfica de la espirometría realizada a hombres, que corresponde al número de pacientes en relación a los valores obtenidos, presentada por una curva donde los valores obtenidos de la espirometría en el dispositivo comercial y el prototipo no son iguales existiendo un error menor del 1%.

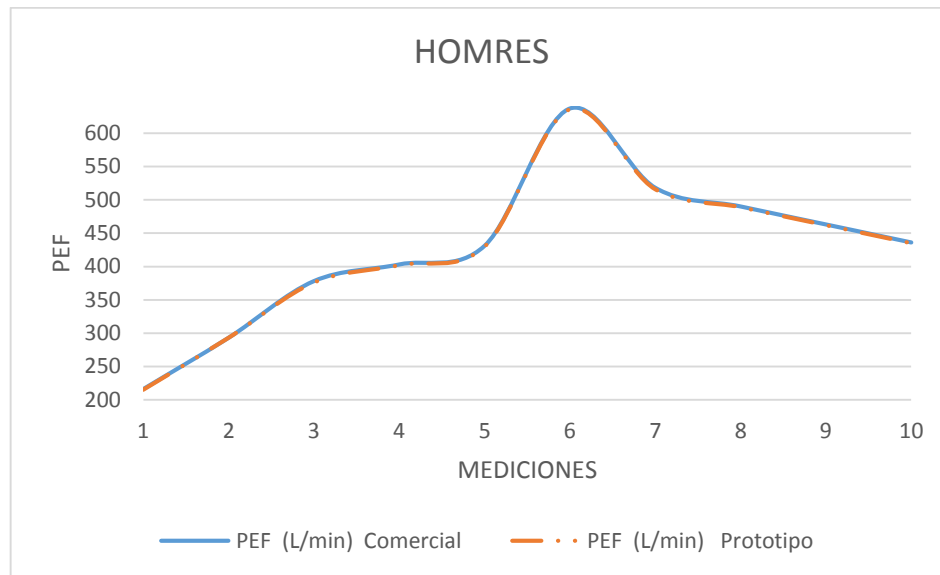


Figura 54. Gráfica de las mediciones realizadas del dispositivo comercial y el prototipo diseñado

CAPITULO 6

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 CONCLUSIONES

- Para la realización de pruebas, fue necesario analizar los resultados obtenidos del prototipo diseñado y un espirómetro comercial de modelo Vitalograph, obteniendo un error menor al 1%, es así que el prototipo es de alta confiabilidad al momento de realizar el test y se llegó a cumplir favorablemente el objetivo general de diseñar e implementar un medidor de flujo espiratorio máximo con el sistema operativo Android.
- El desarrollo del software que se instaló en dispositivo móvil, cuyo objetivo es leer el dato que entra al celular, procesar para separar los datos de la trama de transmisión, mostrar en la pantalla y almacenar en la base de datos SQLiteDataBase, cumple el objetivo para el cual fue desarrollado.
- La tarjeta IOIO es una tarjeta especialmente diseñada para trabajar con dispositivos Android (versión OS 1.5 o mayor). La tarjeta provee una conectividad robusta a cualquier dispositivo Android vía conexión USB y es totalmente controlable desde dentro de las aplicaciones Android usando un API de Java simple e intuitivo, no es necesario ningún programador integrado o externo.

- De la etapa de sensamiento, se concluye que el nivel de corriente está directamente relacionado con la intensidad de luz de los leds de los fototransistores infrarrojos del sensor Fairchild QRD1113/1114; sin embargo de acuerdo a las características descritas no se debe sobrepasar los 60mA por precaución a posibles daños del sensor y tampoco puede estar por debajo de los 4mA, ya que es la intensidad mínima que se aplica a un led para su encienda.
- Los valores más altos de espirometría se da en pacientes de 18 y 28 años de edad, con una estatura mayor a 1.65, teniendo mayor capacidad vital y su volumen espirado forzado en el primer segundo es el máximo. Por otro lado los valores más bajos de espirometría se da en niños menores de 10 años y personas adultas mayores de los 50 años.
- De las pruebas realizadas con el prototipo se determinó que en el momento de la medición se necesita que el paciente manipule el dispositivo con cuidado, puesto que cualquier movimiento brusco por parte del paciente puede causar variaciones significativas en la señal que emite el mismo, un mal sellado alrededor de la boquilla del espirómetro puede ocasionar malos resultados, el paciente a su vez no debe fumar antes de realizarse examen ya que los resultados variarían significativamente.
- El espirómetro realizado puede ser un auxiliar en la conservación de la salud, en la prevención y en el diagnóstico temprano de enfermedades respiratorias, ya que las personas más propensas a tener alguna obstrucción respiratoria son los niños y los adultos mayores por su bajo nivel de defensas del cuerpo humano.

6.2 RECOMENDACIONES

- Se recomienda verificar que exista conectividad entre el dispositivo móvil, prototipo diseñado y la tarjeta Android IOIO antes de empezar la ejecución de la aplicación.
- Es importante tomar en cuenta que dentro de las especificaciones de hardware la tarjeta posee entradas análogas solo de 0 - 3.3 V es decir que si se hace uso de un sensor que provea más voltaje, la tarjeta no reconocerá estos valores.
- Se debe tener cuidado con la versión de Android del dispositivo móvil y la versión del sdk. con la que se programa en la tarjeta, si la primera es inferior el programa no reconocerá órdenes del Smartphone, las importaciones tanto de librerías externas al paquete de instalación como para la operación de la tarjeta IOIO deben comprobarse la versión, ya que en anteriores versiones no se incluyen comunicación o permisos para la utilización de algunos servicios.
- Es importante tomar en cuenta todas las librerías así como permisos para el funcionamiento de la aplicación en el celular y la correcta configuración de las mismas puesto que si no se incorpora alguna de ellas la aplicación no correrá en el celular.
- Para trabajos futuros se recomienda la inclusión de la opción que permita energizar a los circuitos mediante un circuito acoplado de toma de energía continua, debido a que la corriente proporcionada por la batería no abastece para el correcto funcionamiento en periodos largos.
- Debido a que Android es un sistema operativo de código abierto los trabajos futuros estarían enfocados en el desarrollo de aplicaciones en el área de la medicina como herramientas de realidad aumentada, conexión

con servidores para la generación y desarrollo de formularios etc., que pueden ser de gran ayuda al trabajo diario de los médicos.

BIBLIOGRAFÍA

Johannes, W. (2002). *Anatomía Humana Volumen 2*. (M. Panamericana, Ed.) (5ta ed.). Madrid- España: 2002.

Kraft, M. (2011). Schafer AI Approach to the patient with respiratory disease.

Lausted, C. (2002). *Biomedical Engineering Handbook*. (2da volumen I, Ed.) (IN CHIEF). Canada.

P Williams. (1985). *Gray Anatomía*. (38a Ed, Ed.). Barcelona: Editorial Harcourt Brace.

Alvarez, L. (2011). *Fisiología Básica Aplicada*. Guayaquil.

Amezcuca, M. L. (s.f.). *Tecnologías para desarrollo de aplicaciones web*.

Aponte Gómez, S., & Dávila Ramírez, C. (2011). *SISTEMAS OPERATIVOS MOVILES: FUNCIONALIDADES, EFECTIVIDAD Y APLICACIONES UTILES EN COLOMBIA*. BOGOTÁ.

DiMarzio, J. (2008). *Android a programmer's guide*. Nueva York: Mc Graw Hill.

Gerald., T., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología*. Mexico DF: Editorial Médica Panamericana.

GUYTON, & HALL. (2006). *Tratado de Fisiología Médica*. Jackson Mississippi: ELSEVIER.

INSPIRATION Medical. (2011). Obtenido de http://www.inspirationmedical.com/nellcor_sensoren.html

IOIO Wiki. (2013). Obtenido de <https://github.com/ytai/ioio/wiki/Getting-To-Know-The-Board>

Madero, E. G. (2012). *Calidad de Servicio para Sistemas Operativos*. Veracruz.

Monk, S. (s.f.). *Making Android Accessories with Android*. Project Book.

MYCE. (31 de Julio de 2009). Obtenido de <http://www.myce.com/news/microsoftpromotes-latest-windows-mobile-os-17868/>

Petrazzini, G. O. (2012). *Sistemas Operativos en Dispositivos Móviles*.

Sanz, D., Saucedo, M., & Torralbo, P. (s.f.). *Introducción a Android*.

SLIDESHARE. (19 de Octubre de 2010). Obtenido de <http://www.slideshare.net/Zazu2795/sistemas-operativos-iphone-os483645>

FECHA DE ENTREGA

El proyecto fue entregado al Departamento de Eléctrica y Electrónica y reposa en la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE desde:

Sangolquí: 16 DE ABRIL DE 2015

ELABORADO POR:



Yesenia Alexandra Orbe Martínez
CI: 1720656295

AUTORIDADES:



Ing. Luis Orozco, MSc
DIRECTOR DE LA CARRERA INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL

