

Dispositivo para medición de la presión arterial sobre la plataforma Android para dispositivos móviles

M. Vinueza, D. Alulema, F. Pineda

Resumen.- En este proyecto se presenta un dispositivo para la medición de la presión arterial implementado sobre la plataforma Android para su funcionamiento en smartphones y tablets. La implementación consta de software y hardware, la forma de medición del dispositivo se basa en la Técnica Oscilométrica. El software toma en cuenta la interfaz gráfica de usuario, los algoritmos de programación y la lógica de funcionamiento del módulo, todo esto ejecutado en JAVA como lenguaje de Programación. El hardware se compone de una microbomba, una electroválvula y como tarjeta de control y adquisición de datos la IOIO de Android; estos elementos en conjunto permiten la automatización de la medición de la presión arterial. El dispositivo proporciona al paciente una medición de su presión arterial (sistólica, diastólica y media); además, permite tener un registro que se almacena en su dispositivo móvil.

I.-INTRODUCCIÓN

Según estudios realizados por la sociedad Internacional de Hipertensión (SIH), cerca del 80% de muertes debido a esta enfermedad se producen en países subdesarrollados o en vías de desarrollo, ocupando Ecuador el primer lugar en Latinoamérica, llegando a cifras desconcertantes, pues el 46% de la población Ecuatoriana de edad adulta sufre de hipertensión y tan solo el 15% de dicha población sabe y tiene un control adecuado, el resto por no tratarla sufre de enfermedades cardiovasculares en edad más avanzada.

Este signo vital es muy importante pues determina la fuerza con la que el corazón está impulsando la sangre hacia todo el cuerpo, tanto subida como bajada de los valores normales, 120/80, pueden causar daños cardiovasculares.

En la actualidad existen varios métodos para la medición como lo son: directos e indirectos.

Los directos son los más precisos pues se hace una incisión en el brazo con un catéter y mediante un transductor se obtiene la presión del paciente.

El método indirecto no es tan exacto como el primero pero no es invasivo con el cuerpo humano, es por esto que dentro de este método existen técnicas como:

Auscultatoria.- Se basa en escuchar los sonidos de korokoff o sonidos que permiten identificar la presión sistólica y diastólica a través de un estetoscopio.

Oscilométrica.- Se registra las variaciones de presión mediante un transductor cuando la vena deja de estar ocluida.

Ultrasónica.- Se mide la diferencia de frecuencia existente entre un emisor y receptor ubicado a—un extremo y a otro respectivamente de una arteria.

Color del Capilar.- Estima el valor de la presión basándose en la coloración de la piel.

Todas estas técnicas a excepción de la ultrasónica hacen uso de un brazalete (bolsa de aire con dos orificios que abraza el brazo o muñeca) para lograr la oclusión de la vena y permitir la medición de la presión arterial.

En esta clasificación la técnica prevaleciente en los dispositivos automáticos es la oscilométrica, que basa su funcionamiento en la detección de las variaciones de presión que se originan en el brazalete.

II.- DISEÑO

Para llevar a cabo la medición se infla un brazalete en la muñeca del paciente llegando a una presión aproximadamente de 200mmHg en donde se asegura la oclusión de la arteria, se ubica el sensor de presión, al llegar a este límite se deja escapar el aire lentamente para poder captar las diferencias de presión existentes en el interior del brazalete o mango hasta un valor aproximado de 20mmHg, el cual no se encuentra dentro del rango de presiones en las personas.

La figura 1 muestra el descenso de la presión arterial desde los 180mmHg hasta 10mmHg con un número de muestras de 2500, es decir cuando se deja escapar el aire del brazalete lentamente para el registro de los valores.

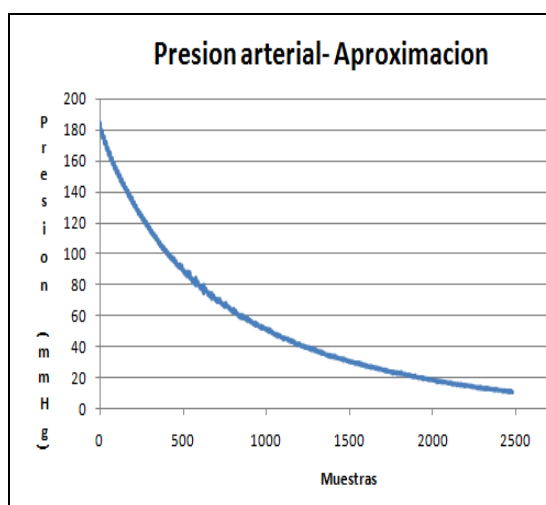


Figura 1. Presión arterial-desinflado

Un acercamiento de la figura 1 muestra claramente las variaciones que se producen en el interior. Es vital determinar la frecuencia de la señal, los pulsos normales para una persona adulta varían en el rango de 60-180 pulsos por minuto. Transformado al dominio de la frecuencia de 1hz a 3hz, por teorema del muestreo la frecuencia de lectura debe ser al menos el doble de la frecuencia de la señal, sin embargo para asegurar la correcta lectura de los datos se toma una frecuencia de muestreo de 22 veces.

$$f_m = 22 * 3 = 66\text{hz} \quad (1)$$

Teniendo esta frecuencia se puede determinar la velocidad que debe darse entre cada muestra o el periodo de muestreo.

$$T = \frac{1}{f_s} = \frac{1}{66\text{hz}} = 0.015\text{s} \quad (2)$$

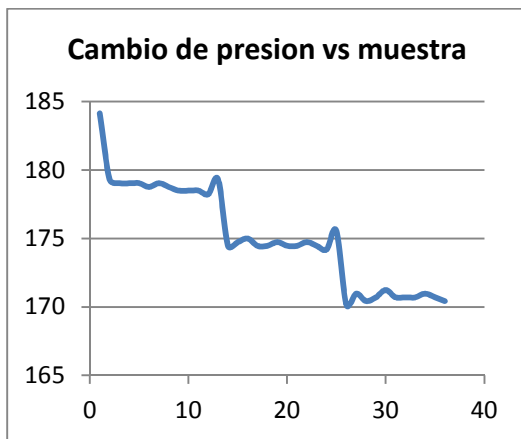


Figura 2. Presión arterial-desinflado

Implementada la consideración para el muestreo se debe linealizar la señal para evitar errores de sobrepicos que puedan alterar la identificación de la presión media sistólica y diastólica, para esto se hace un algoritmo de ordenamiento. El algoritmo toma 12 muestras, reordenarlas de mayor a menor y las almacena en un nuevo arreglo de muestras, porque cada 12 muestras la electroválvula se activa por un periodo de 15ms, tiempo también que se da entre muestras; entonces realizando el algoritmo se logra eliminar los sobre picos debido al tiempo que se activa la electroválvula y se concentra la atención en los datos que se produzcan por el desinflado del brazalete.

Las variaciones de presión se hallan como:

$$VP = \text{Muestra Real} - \text{Muestra Aproximada} \quad (3)$$

Donde V_p = Variación de Presión.

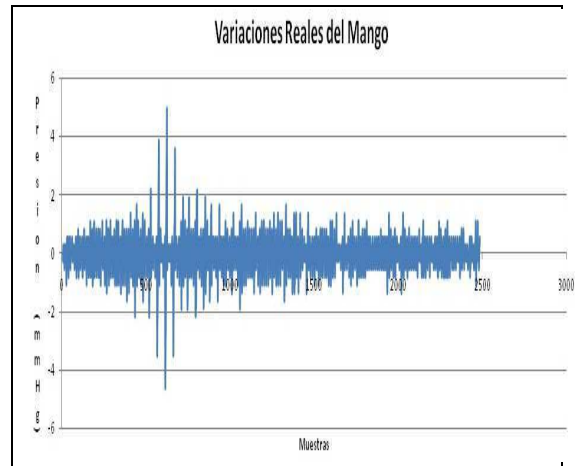


Figura 3. Respuesta aplicando oscilometría

La figura 3 muestra las variaciones producidas donde se identifica de manera precisa la presión media y las presiones a su alrededor. Mediante la utilización del método de las alturas se aproxima la presión sistólica y diastólica.

El método consta en identificar la presión media o de pico más alto de variación y asignar constantes para la identificación de la presión sistólica y diastólica.

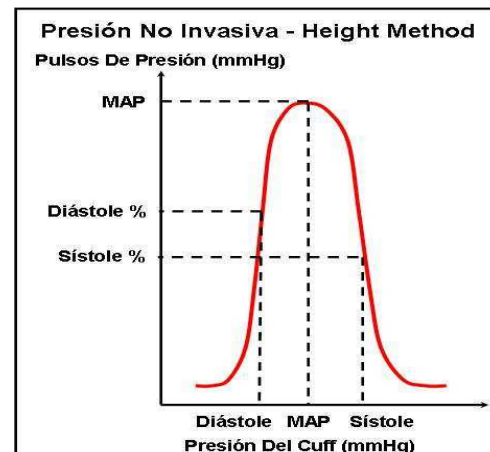


Figura 4. Método de las alturas [2]

Con las pruebas realizadas en pacientes se estableció un valor de 0,6 para la presión sistólica haciendo un barrido de izquierda a derecha de la gráfica de la figura 3 y un valor de 0.8 para el valor de la presión diastólica de derecha a izquierda.

Teniendo las siguientes fórmulas en el algoritmo de identificación.

$$PM = \text{Valor máximo}$$

$$PS = 0,6 * PM$$

$$PD = 0,8 * PM$$

Cabe mencionar que no son valores exactos de PS y PD, es decir no se calcula multiplicando por las constantes de la formula solo que son el patrón para la

aproximación haciendo el barrido de la señal, la muestra donde se encuentre un valor superior o igual a este, será la presión respectiva del paciente.

III.- IMPLEMENTACION

Para la implementación del Dispositivo se tienen los siguientes elementos, que permiten leer las variaciones, directamente de la arteria radial:

- Sensor de Presión (MPX5050DP) fabricado por Motorola con un rango de operación entre 0a 300mmHg.
- Bomba de Aire (Micro bomba para el inflado del brazalete y capaz de llegar a 250mmHg de presión)
- Mangueras (de ¼ de pulgada para su acoplamiento a sensor y bomba)
- Tarjeta IOIO
- Dispositivo móvil(con sistema operativo Android versión mínima 2.0)
- Electroválvula(solenoides)
- Brazalete (de 13,5 a 19,5 cm de diámetro para la muñeca estándar para una persona adulta)

El proceso para medir se lo realiza secuencialmente:

- Recepción de datos
- Linealización de la curva característica
- Cálculo de los valores puntuales de presión diastólica, sistólica y media.



Figura 5. Dispositivo de Medición ensamblado

Es importante la ubicación de cada elemento, el sensor de presión debe estar justo debajo de la arteria radial, la microbomba y electroválvula deben ubicarse lo más cerca posible de el brazalete para no tener pérdidas por la diferencia de nivel, los demás elementos deben acoplarse de manera precisa para que el volumen del módulo sea compacto.

La comunicación entre los elementos es diferente de unos a otros, la tarjeta IOIO con la microbomba, el Smartphone y la electroválvula son del tipo eléctrico, por dar las señales de control y alimentación, adicionalmente con el sensor la comunicación también es eléctrica, para la lectura de voltaje proporcional a la presión en el mango. La parte neumática entra en la

comunicación de la microbomba-brazalete-electroválvula y sensor pues mediante un ducto el aire va a pasar por toda esta ruta, la microbomba infla el brazalete, el sensor mide la presión, en ese instante, la electroválvula deja escapar el aire paulatinamente.

Cada uno de los elementos posee características técnicas acordes para la comunicación entre ellos, la tarjeta IOIO es capaz de bridar 2A con un voltaje de 3.3V de alimentación con lo que es capaz de activar la electroválvula de consumo de 1.5A y también de activar la microbomba de 1A en diferentes tiempos por la secuencia del proceso. Debido a esto la batería de polímero de litio es capaz de proporcionar la energía suficiente para realizar al menos 32 mediciones seguidas.

$$tiempodedescarga = \frac{cargaelectricadelabateria}{consumoelectricodeldispositivo} \quad (4)$$

$$tiempodedescarga = \frac{800mAh}{1500mA} = 0.53h = 32min$$

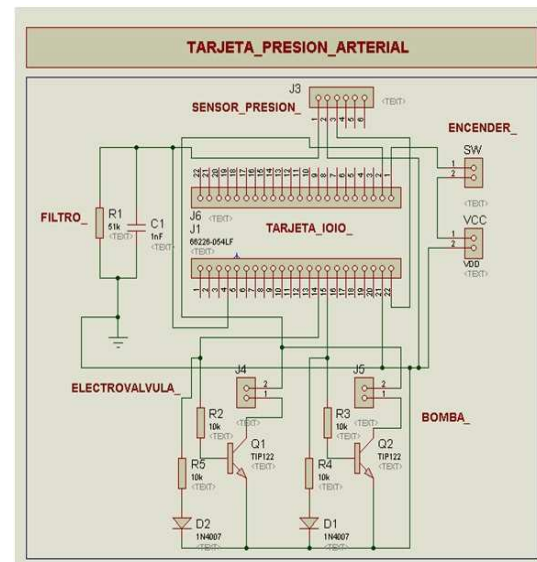


Figura 6. Tarjeta Electrónica

Es necesario una etapa de control neumático y eléctrico para automatizar el proceso, por lo que un diagrama P&ID del sistema muestra las señales, el controlador y las conexiones entre cada uno de los componentes que forman parte activa del sistema.

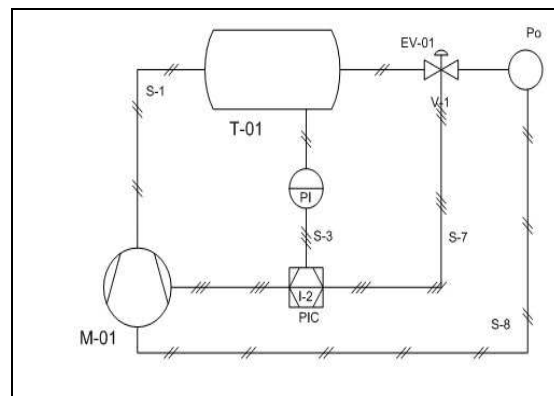


Figura 7. Diagrama PID

- T-01 → Brazaletes
- M-01 → Micro-bomba
- EV-01 → Electroválvula
- PIC → Controlador indicador de Presión (tarjeta IOIO)
- PI → Indicador de Presión
- Po → Presión Atmosférica.

Todos los elementos se unen en un lazo cerrado, la micro-bomba se une con el brazaletes, este a su vez con el sensor y finalmente con la electroválvula; el primero ingresando aire y el ultimo expulsando aire del sistema. En la parte eléctrica la tarjeta proporciona alimentación a los actuadores y señales de control para los mismos.

Para la aplicación en Android primero se ha establecido el rol del usuario en el sistema.

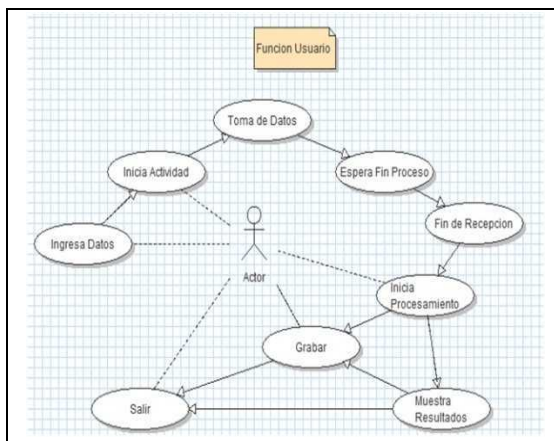


Figura 8. Función del usuario

La aplicación tiene varios pasos secuenciales para el uso del paciente, primero se ingresa los datos del usuario: nombre y edad. Después de esto se inicia un proceso dentro de la actividad donde se toman los datos de la presión, se ejecuta automáticamente un análisis de los datos, luego se muestran al paciente y tiene la opción de volver a realizar la medición o de guardar y salir de la aplicación.

Los algoritmos son implementados en software, tanto para el desarrollo de linealización y cálculo de aproximación de las presiones.

Para la ejecución se manejan dos archivos principales:

- ❖ Main.java
- ❖ Main.xml

La primera (Main.java) crea una subclase de IOIO Abstract, que implementa el IOIO framework, detrás de las escenas, donde yace la lógica de programación. En la segunda (Main.xml) Java es notificado del diseño de la interfaz del usuario, concurrentemente están todas las etiquetas del diseño de la interfaz. Ambos tienen una interrelación, mostrando el componente gráficamente y como se verá en la

realidad y el otro en forma de código, dando el diseño de la aplicación respectivamente.

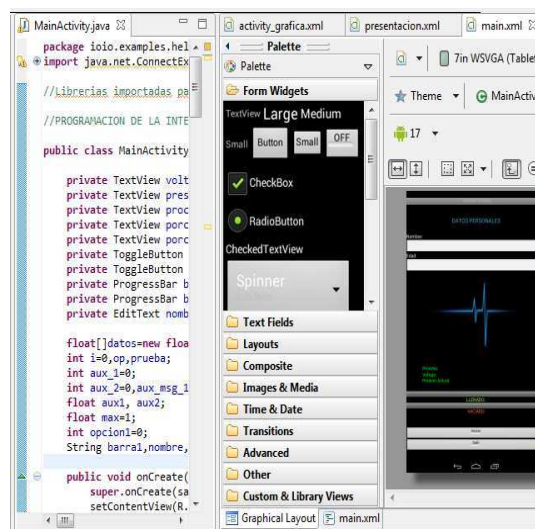


Figura 9. Interrelación de elementos

Por otra parte, el archivo.java maneja dos clases principales para el proceso de la aplicación, estos son:

MainActivity → Aquí se definen las variables de la interfaz gráfica del usuario, proporcionando un nombre a cada objeto del que se forma la pantalla. También se crean las variables generales del sistema, y se hereda de la clase principal IOIOActivity el método onCreate.

Looper → Es la clase donde se implanta todas las variables propias de la tarjeta como son: entradas análogas, digitales, y por la herencia de la clase BaseIOIOLooper tiene métodos para lectura de voltaje asignación a pines, señales pwm y acceso a diferentes mecanismos para control de la tarjeta

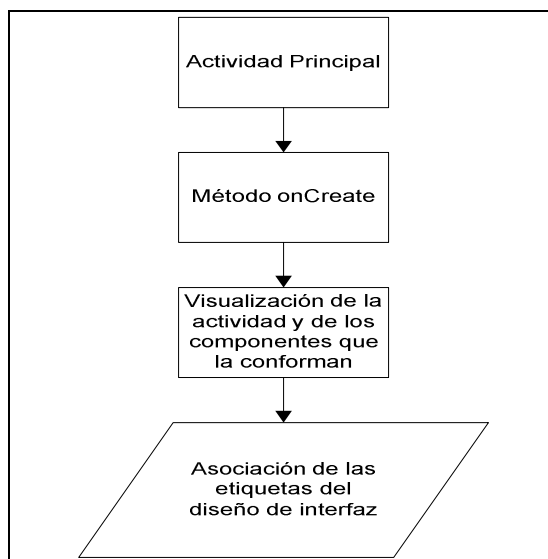


Figura 60. Ciclo de inicialización

Cuando se crea una nueva actividad en Android se inicializa el esquema de la figura 11 y cuando ya se está ejecutando la figura 12.

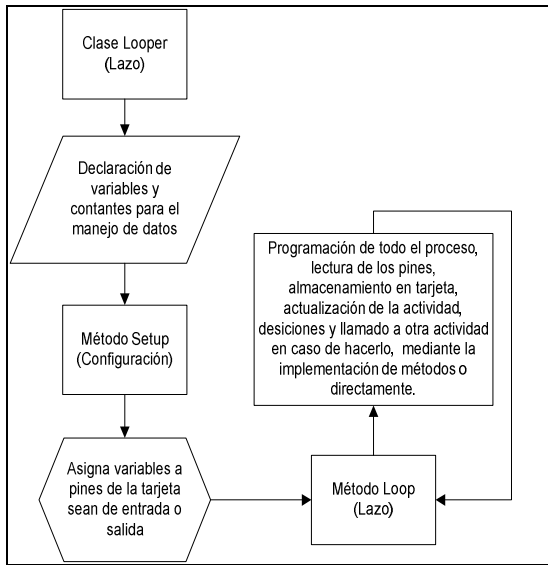


Figura 71. Ciclo de ejecución

Este ciclo es repetitivo para que según interacciones con el usuario el programa sepa que sentencias debe seguir.

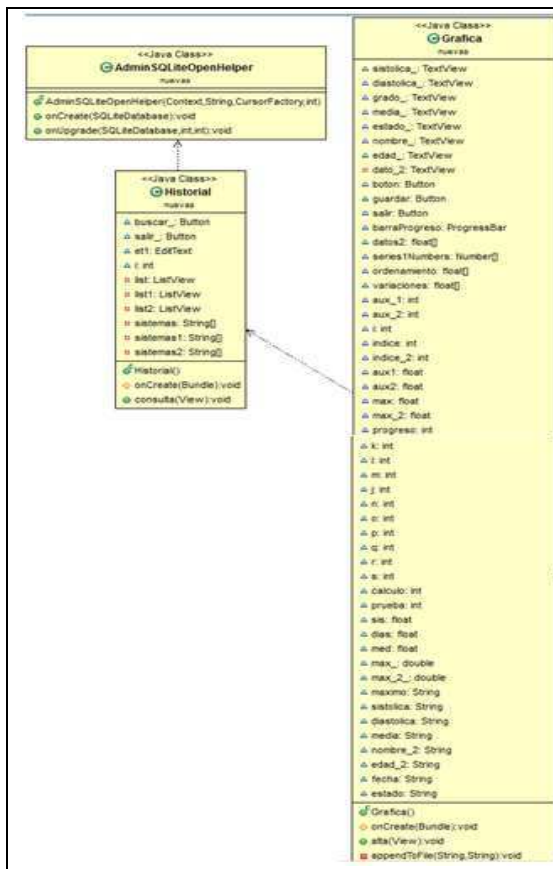


Figura 12. Diagrama UML parte 1

El diagrama UML(Lenguaje Unificado de modelado) usado para el diseño de sistemas hace uso de algunas formas predefinidas para el desarrollo; identificación de clases diagrama de secuencia de estados y otros esquemas que permiten una mejor lectura de un programa y su funcionamiento. Las clases usadas en la aplicación son:

- **Clase principal** → (Actividad principal) es una clase .java donde se implementan todas las sentencias de ejecución para el proceso de la medición desde interacciones para actualización a la pantalla como llamados a otras clases para el desarrollo de la aplicación.
- **Clase presentación** → Es una clase. Java la cual tiene asociada un archivo xml donde se tiene la portada o pantalla de inicialización de la aplicación.



Figura 83. XML de la clase presentación

- **Clase looper** → Esta clase es propia de la tarjeta IOIO aquí se implementa todo el código que realizara la tarjeta de manera repetitiva y con ejecuciones reales hacia los pines de la tarjeta.
- **Clase tarea en segundo plano** → aquí se realizan sentencias que procesan información pero en segundo plano para no alterar la interacción con el usuario.
- **Clase historial** → la funcionalidad de esta clase radica en el almacenamiento de valores dentro de una base datos.

- **Clase AdmSQLServer** → Es la clase que implementa métodos para la utilización de SQL en Android permitiendo tener esta unión y además de proveer métodos para el uso de la base de datos.

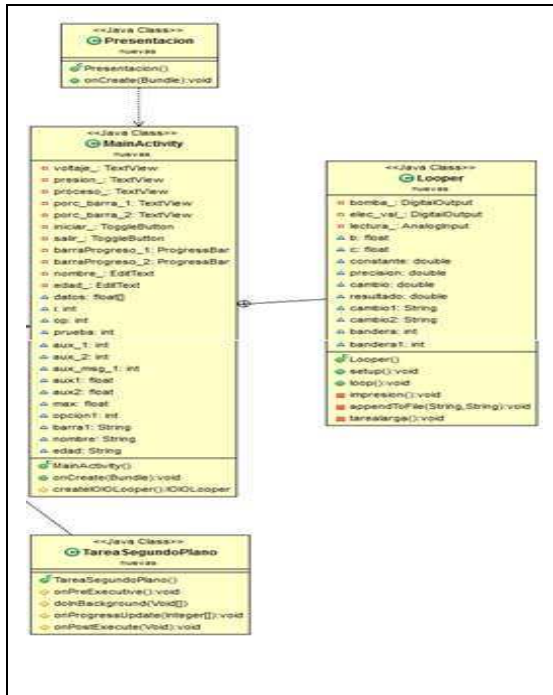


Figura 94. Diagrama UML parte 2

En cuanto a la interfaz gráfica del usuario se muestran elementos importantes durante el proceso de medición como etapa del proceso, lectura del voltaje, la presión actual del paciente y porcentaje de llenado y vaciado del brazalete.

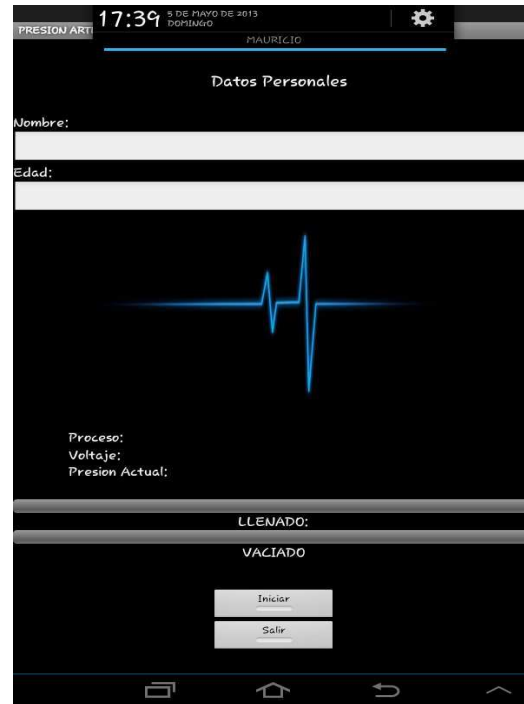


Figura 105. Interfaz Grafica del usuario

IV.- ANALISIS DE RESULTADOS

Dentro de las pruebas generales para cumplir con los requerimientos de diseño del dispositivo se encuentran:

- Capacidad para no reducir la presión de un 1mmHg en 10s cuando se encuentra inflado.
- Capacidad de cargarse y estar en funcionamiento durante al menos 16 mediciones consecutivas
- Aproximación para el cálculo de la presión sistólica y diastólica además de su correcta identificación de la presión media.

El proceso de la medición consiste en ubicar el dispositivo en la muñeca ajustando el sujetador lo suficiente para apretar un poco como lo muestra la figura 17.



Figura 116. Colocación del Dispositivo

Ya que el dispositivo de medición es automático y controlado, simplemente se da click en el botón iniciar

y esto hará que el sistema comience la operación mostrando al final del proceso la siguiente gráfica con resultados.



Figura 127. Resultados-Medicación

La gráfica 18 muestra los resultados obtenidos en base a un registro de los datos de presión de 10 personas adultas a quienes se les realizó la medición de su presión arterial con 3 diferentes dispositivos de medición, el primero el prototipo, dispositivo comercial electrónico y dispositivo manual.

Paciente	Dispositivo	P. Sistólica	P. Diastólica	P. Media	Error Sis.	Error Dias.
1	Prototipo	115	72	86	3	8
	Electrónico	128	85	89	10	5
	Manual	118	80			
2	Prototipo	92	62	72	8	8
	Electrónico	98	78	85	2	8
	Manual	100	70			
3	Prototipo	123	77	92	3	1
	Electrónico	132	75	90	12	3
	Manual	120	78			
4	Prototipo	124	71	89	4	3
	Electrónico	118	86	100	2	18
	Manual	120	68			
5	Prototipo	100	77	90	2	2
	Electrónico	101	72	92	3	3
	Manual	98	75			
6	Prototipo	125	73	92	2	5
	Electrónico	119	86	95	4	8
	Manual	123	78			
7	Prototipo	132	73	94	5	4
	Electrónico	132	86	100	5	9
	Manual	127	77			
8	Prototipo	148	78	112	8	2
	Electrónico	147	72	119	7	8
	Manual	140	80			
9	Prototipo	122	89	100	2	4
	Electrónico	123	72	102	3	13
	Manual	120	85			
10	Prototipo	117	58	85	3	4
	Electrónico	110	60	90	10	2
	Manual	120	62			
				Error Prototipo.	4	4,1
				Error Electrónico.	5,8	7,7

Figura 138. Tabla de resultados en Pacientes

Se puede observar las mediciones en los tres equipos, con el error respectivo del prototipo diseñado y del

medidor electrónico; ambos respecto al esfigmomanómetro manual.

Realizando una comparación en cada individuo de las dos presiones importantes sistólica y diastólica se puede obtener la gráfica de la figura 19

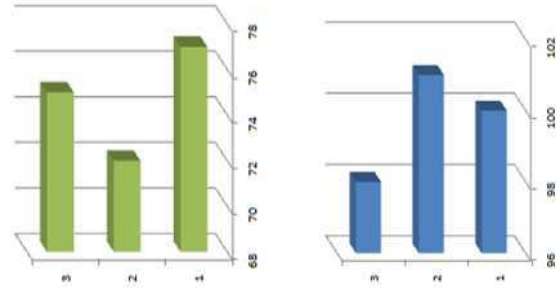


Figura 19. Presión sistólica- Diastólica (Individuo 1)

Los números en la Figura 19 representan los equipos:

#1 → prototipo



Figura 140. Prototipo basado en Android

#2 → Dispositivo electrónico



Figura 151. Dispositivo Electrónico

#3 → Esfigmomanómetro manual



Figura 162. Esfigmomanómetro

Los resultados en cada medición son obviamente diferentes respecto al módulo con el que se mide y al individuo que se le toma la presión, sin embargo sacando un error promedio se puede estimar el error de cada uno de los dispositivos.

Error Prototipo.	4	4,1
Error Electrónico.	5,8	7,7

Tabla 1. Resumen de errores

Se comparó el prototipo implementado con dispositivos electrónicos similares con la misma funcionalidad y existentes en el mercado y a su vez con la medición manual de la presión arterial, donde se observa que de manera eficiente el dispositivo tiene un margen de error de 4mmHg admisible en todos los dispositivos electrónicos y cumpliendo estándares como la norma EN1060-1 a 4 y AAMI (normativas que estandarizan que un medidor de presión arterial electrónico no debe tener fugas en 1mmHg durante al menos 10 segundos y que su error de precisión no debe exceder los 3 o 4mmhg) para dispositivos biomédicos a nivel mundial.

V.- CONCLUSIONES

El método más usado al nivel electrónico es el oscilométrico por la facilidad que presenta al calcular la presión media.

Para encontrar e identificar de manera correcta y obtener una buena aproximación, es mediante el análisis por etapas, es decir de 12 muestras en 12, su funcionalidad para este caso se da porque en cada paquete de muestras se encuentran las variaciones que suceden posteriormente se unen todos los paquetes para obtener la curva de pulso de índice oscilométrico, que constituye las variaciones en todo el periodo de desinflado, pero mejor reguladas por la aplicación del algoritmo en cada división.

La mejor tarjeta para la adquisición y procesamiento de los datos es la tarjeta IOIO por proveer alimentación de 3.3v con una corriente de hasta 1.5A regulables para activación de electroválvula y microbomba, otra característica fue el tamaño y la resolución de los pines de entrada analoga.

El diseño del algoritmo mostró una mejora sustancial en todo el procesamiento de la señal de la presión debido a que no usa amplificadores, filtros digitales,

aproximaciones por interpolación lineal o eliminación de un cierto rango de muestras por la variación que se produce en el principio de la toma de datos por la velocidad de salida del aire, con las pruebas realizadas se mostró la eficiencia del algoritmo para luego estimar las constantes de porcentajes de las alturas para calcular presión sistólica y diastólica en un valor de 0.55 y 0.7 respectivamente consiguiéndose un error de 4 mmHg con respecto al tensiómetro manual.

En las pruebas de medición de la presión arterial se debe acercar el dispositivo a la altura del corazón para evitar errores por la diferencia de presión que se da por el nivel de referencia.

Las importaciones tanto de librerías externas al paquete de instalación como para la operación de la tarjeta IOIO debe comprobarse la versión pues en anteriores no se incluye comunicación o permisos para la utilización de servicios como GPS, bluetooth, etc.

Hay que tener cuidado con la versión de Android del dispositivo móvil y la versión de SDK con la que se programa en la tarjeta pues si la primera es inferior entonces el programa no reconocerá órdenes del Smartphone.

Es importante no interrumpir en ningún momento el hilo principal de la actividad pues esto provoca una excepción en el programa, para esto se usan herramientas como tareas en segundo plano, servicios, notificaciones para adquirir datos o actualizar la interfaz.

REFERENCIAS

1. (s.f.). Recuperado el 27 de Marzo de 2013, de <http://osl.ulpgc.es/files/docs/cursos/Android/D1-2.pdf>
2. (2)Biomedico, P. (14 de Diciembre de 2010). Recuperado el 30 de Enero de 2013, de <http://portalbiomedico.com/equipamiento-biomedico/presion-no-invasiva-pni/-nibp/presion-no-invasiva-pni/nibp-conceptos-basicos.html>
3. (2012). (Medicina Colombia) Recuperado el 30 de Enero de 2013, de tensiómetro virtual: http://www.tensiovirtual.com/upload/81-001_a.pdf
4. Zambrana, A. C. (2004). Medicion de la tension Arterial. Valencia.
5. Geosalud. (2008). Geosalus.com. Recuperado el 30 de Enero de 2013, de <http://geosalud.com/hipertension/tecnicas.htm>
6. EFN. (s.f.). *efn.uncor.edu*. Recuperado el 30 de Enero de 2013, de

http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Plandeestudios/materias%20completas/Instrumentacion%20biomedica/Material/ago%202010/instrumentaci%F3n_presi%F3n_TEORICO.pdf

7. Electronica, R. (2007). Hipertensión y hipotensión arterial. Buenos Aires.
8. Espinoza, C. (6 de noviembre de 2012). *About.com*. Recuperado el 13 de Febrero de 2013, de Enfermedades del corazon: <http://enfermedadescorazon.about.com/od/nociones-basicas/a/El-Sistema-Circulatorio-Y-El-Corazon.htm>
9. Ferato.com. (2012). *Ferato*. Recuperado el 30 de enero de 2013, de http://www.ferato.com/wiki/index.php/Presi%C3%B3n_Arterial
10. Flores, D. A. (2009). *Clinica Homeopatia*. Recuperado el 30 de Enero de 2013, de https://homeopatiaflores.com/index.php?option=com_content&view=article&id=156&Itemid=152
11. Fluidos. (s.f.). Recuperado el 13 de Febrero de 2013, de <http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/es/flujoentuberias/flujosanguineo/flujosanguineo.html>
12. Galindo, D. M. (s.f.). *Monitoreo Transoperatorio basico*. Recuperado el 13 de Febrero de 2013, de http://www.anestesiaenmexico.org/RAM_95/RAM6/art/art_especial/art1.htm