

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN POLISOMNÓGRAFO, CON TRANSMISIÓN DE DATOS INALÁMBRICOS.

Gómez Oscar. Silva Jaime.

Departamento de Eléctrica y Electrónica de la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga.

Resumen: El presente proyecto consiste en el diseño y construcción de un equipo de Polisomnografía, este equipo dispone de sensores para la adquisición de las señales Biofísicas y Bioeléctricas del cuerpo humano, las cuales se acondicionan para ser transmitidas inalámbricamente vía Bluetooth, permitiendo la visualización de los datos en un dispositivo móvil que contenga la plataforma Android. Estas señales ayudan en la detección de las enfermedades producidas durante las fases del sueño, como el SAHOS que es una enfermedad de ahogamiento de las personas mientras duermen, conocida como hipo apneas o apneas obstructoras del sueño, que son la principal causa de desarrollo de células cancerígenas en el cuerpo humano, debido a que se impide el paso necesario de oxígeno a las células.

Palabras clave: Polisomnografía, SAHOS, Android, Arduino, Bluetooth.

I. INTRODUCCIÓN

La Polisomnografía o estudio del sueño se la efectúa cuando el especialista sospecha que existe un trastorno del sueño debido a problemas fisiológicos o neurológicos, como la apnea; en la mayoría de casos, el paciente no la siente y es ahí que viene la gravedad de padecerla, porque la falta por oxígeno al cerebro durante un tiempo prolongado, puede producir ahogamiento.

La Biomédica, ha permitido el desarrollo de instrumentos para adquirir señales Biofísicas y Bioeléctricas del cuerpo humano, por tanto es factible la construcción de un equipo biomédico para el tratamiento rutinario de la somnolencia desde el propio hogar, con opciones que presenten una facilidad del tratamiento rutinario con reducción de visitas al hospital, además con un servicio de altas prestaciones con transmisión inalámbrica.

Con este proyecto se construyó un equipo biomédico de Polisomnografía que facilite la comprensión y

Reafirmación de conocimientos teóricos mediante la práctica bajo situaciones reales. El equipo adquiere señales Biofísicas y Bioeléctricas del cuerpo Humano como son:

La señal electrocardiográfica (ECG), Presión sanguínea, la saturación de oxígeno en la sangre (SPO2), y el volumen de aire en los pulmones.

Las señales obtenidas serán codificadas y transmitidas inalámbricamente en tiempo real a un dispositivo en donde serán decodificadas, para ser visualizadas por un especialista, quien diagnostique las diferentes señales biofísicas.

En la Figura 1 se puede observar el diagrama de bloques del proyecto implementado.

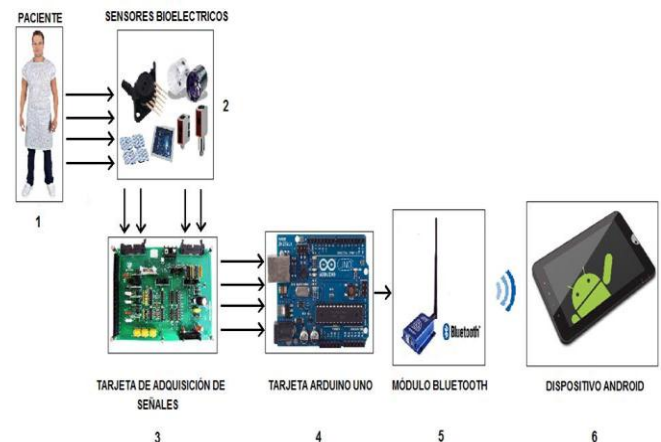


Figura1: Diagrama de bloques del Proyecto al ser implementado.

II. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL POLISOMNÓGRAFO

2.1 MEDICIÓN DEL ECG

En el desarrollo del ECG se realizó la adquisición de las señales del corazón con la primera derivación de Einthoven como se muestra en la Figura 2.

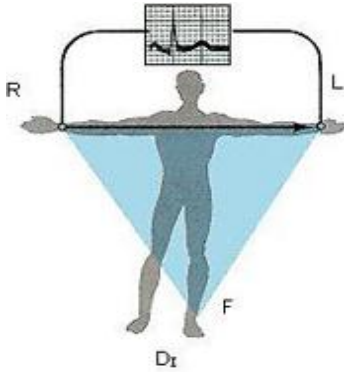


Figura 2: Derivación I.

La cual no necesita el acople del seguidor de tensión ya que no se genera una corriente que regresa al circuito, para ello se utiliza electrodos, amplificadores de instrumentación, filtros analógicos y un amplificador de ganancia como se observa en el diagrama de bloques de la Figura 3 y en la Figura 4 se muestra el circuito de adquisición para que estas señales puedan ingresar al conversor analógico digital de la tarjeta Arduino.

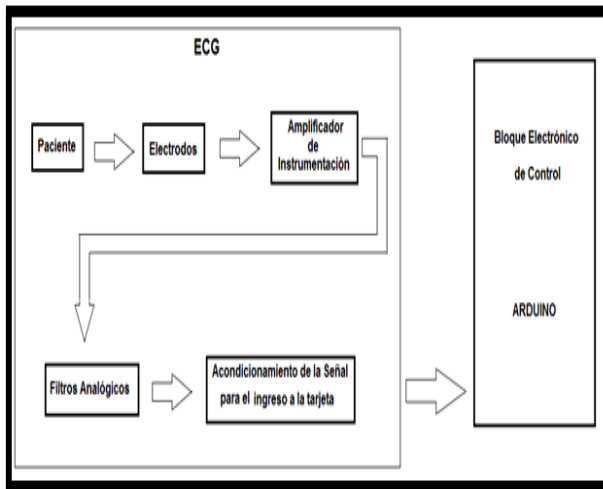


Figura 3: Diagrama de Bloques del ECG.

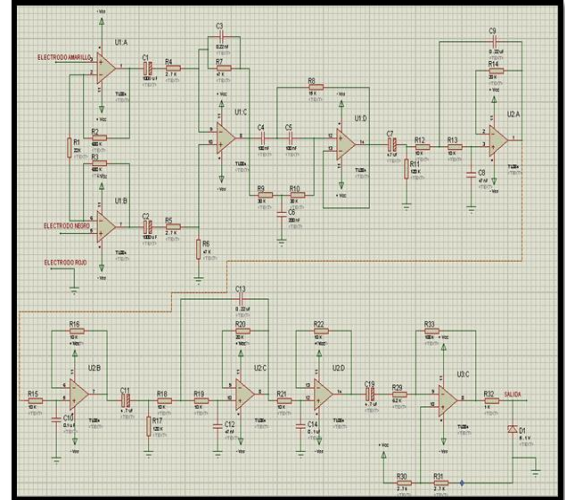


Figura 4: Diagrama Esquemático de la adquisición de la señal del ECG.

2.1.1 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Para trabajar con la tarjeta Arduino se procede a acondicionar la magnitud de la señal Bioeléctrica mediante la amplificación de la señal del paciente, la cual varía entre los 0.5mV y 4mV en función del tiempo-nivel. La ganancia establecida en el circuito diseñado fue de 1000, obteniendo un voltaje de salida desde 0 a 5V.

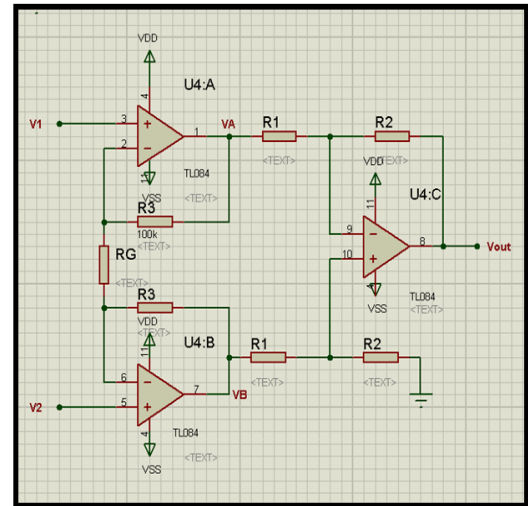


Figura 5: Diagrama del Amplificador de Instrumentación basado en el integrado TL084.

2.1.2 FILTROS ANALÓGICOS

El ruido del ambiente puede interferir en la señal del ECG, y para conseguir una señal con el mínimo ruido se ha desarrollado un filtro pasa banda de sexto orden de Butterworth el cual se

observa en la Figura 6, cuyas frecuencias de corte son $FCL = 0.05 \text{ Hz}$, $FCH = 100 \text{ Hz}$.

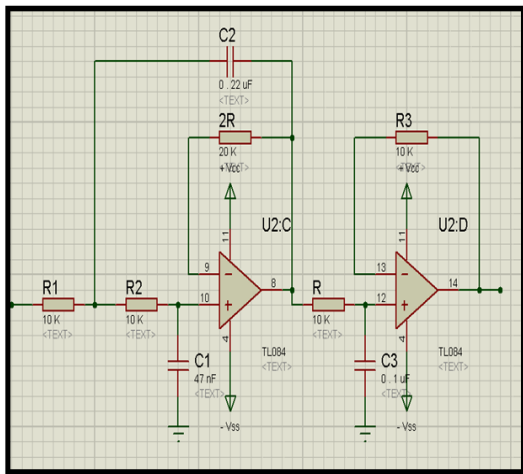


Figura 6: Filtro Butterworth.

En la Figura 7 se puede ver la placa terminal del ECG.

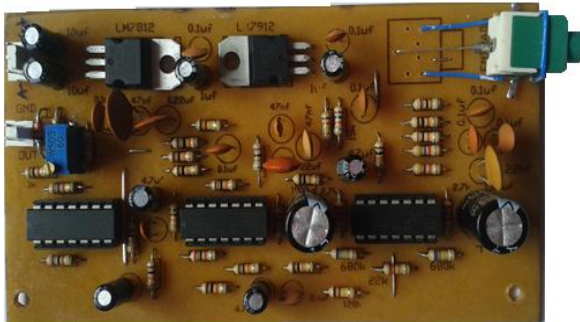


Figura 7: Placa final del ECG.

2.2 MEDICIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Para la medición de la presión arterial se utilizó el método Oscilométrico este es uno de los más usados en el desarrollo de equipos de medición arterial.

2.2.1 MÉTODO OSCILOMÉTRICO

El principio de medición del método oscilométrico consiste en la medición del cambio de la amplitud de la señal de presión cuando el brazalete es inflado y la onda de presión pasa a través del vaso arterial, produciendo un pulso este a su vez afecta la alteración de la presión en el brazalete, que es el pulso oscilométrico necesario para medir la señal del sensor se puede ver en la Figura 8. La técnica oscilométrico requiere una banda para el brazo con una bomba eléctrica, y por software se establece el valor de la presión diastólica y sistólica.

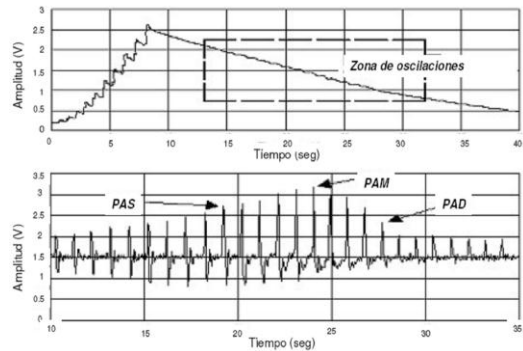


Figura 8: Método Oscilométrico.

La elaboración del equipo de medición de la presión arterial, se basa en el siguiente esquema de funciones que se muestra en la Figura 9.

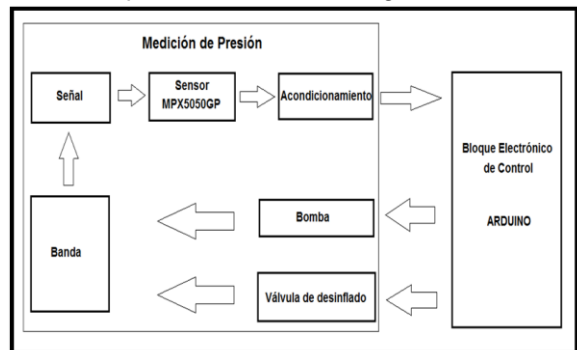


Figura 9: Diagrama de bloque de adquisición de presión.

2.2.2 SENSOR DE PRESIÓN MPX5050GP

Para adquirir la señal de presión generada en el brazalete de aire se utiliza el sensor de presión MPX5050GP de Motorola que se muestra en la Figura 10. Este transforma las vibraciones de presión en una señal eléctrica proporcional que es enviada al convertor A/D del Arduino.

Características:

- Compensación entre temperaturas desde -40 grados hasta 125 grados centígrados.
- Rango de presión de 0 a 50 KPa.
- Sensibilidad de 90mV / Kpa.
- Tiempo de respuesta de 1ms.
- Voltaje de polarización 4.75 Vcd a 5.25 Vcd.
- Corriente suministrada de 7.0mAdc a 10mAdc.



Figura 10: Sensor de presión MPX5050GP.

En la Figura 11 se puede ver la placa terminada para la medición de la presión arterial.



Figura 11: Placa final de la presión arterial.

2.3 MEDICIÓN DEL SPO2

La elaboración del equipo de medición del Spo2, se basa en el siguiente esquema de funciones que se muestra en la Figura 12.

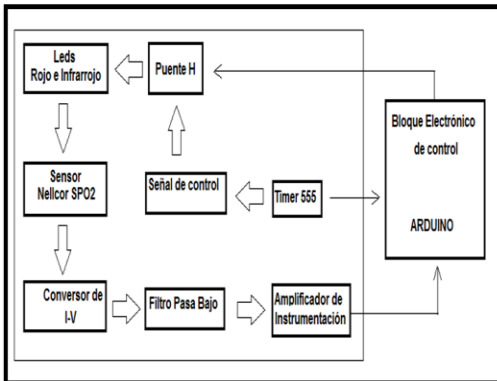


Figura 12: Diagrama de bloques del SPO2.

2.3.1 SENSOR DE OXIMETRÍA

Para el diseño del SPO2 se partirá desde el sensor de oximetría; existen pocas empresas dedicadas a la fabricación de oxímetros de pulso, una destacada es la empresa NELLCOR, el modelo del sensor de oximetría de la marca Nellcor Figura 13 es compatible con conectores tipo hembra DB9, donde la configuración de los pines se muestra en la Figura 14.

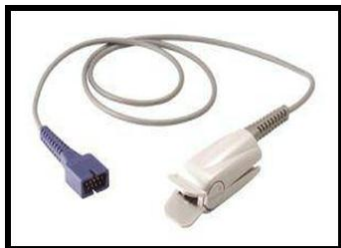


Figura 13: Sensor de oximetría marca Nellcor.

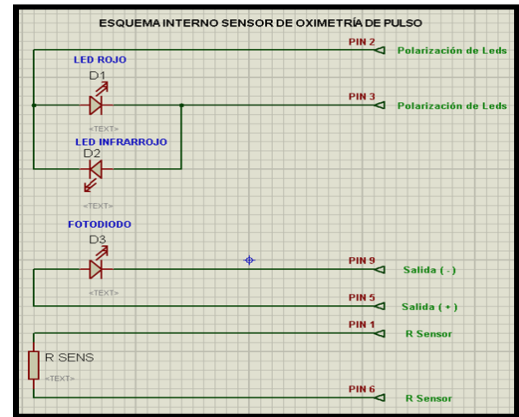


Figura 14: Esquema interno del sensor de oximetría.

2.3.2 CIRCUITO DE CONTROL PARA LA ACTIVACIÓN DE LOS LEDS

El circuito de la Figura 15 constituye la configuración denominada Puente H que comúnmente sirve para controlar el sentido de giro de motores de corriente continua, pero que en este caso es utilizado para invertir la polaridad de la alimentación de los leds rojo e infrarrojo.

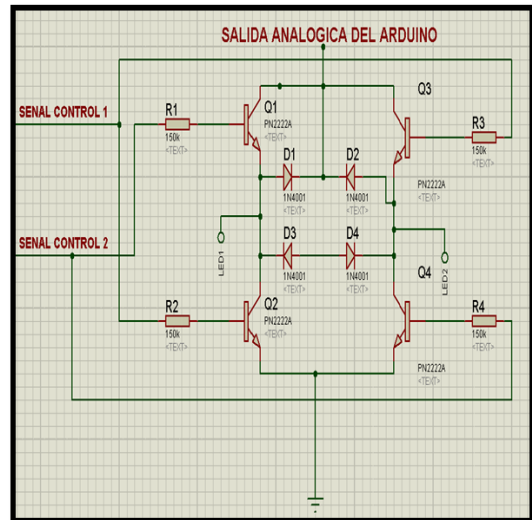


Figura 15: Circuito de control para la activación de los leds.

2.3.3 CIRCUITO GENERADOR DE LAS SEÑALES DE CONTROL

Es necesario recordar que las señales que controlan la inversión de polaridad del puente H nunca deben activarse simultáneamente por lo que se utilizarán compuertas lógicas cuya configuración evitará esa situación, a continuación en la Figura 16 se muestra el circuito diseñado.

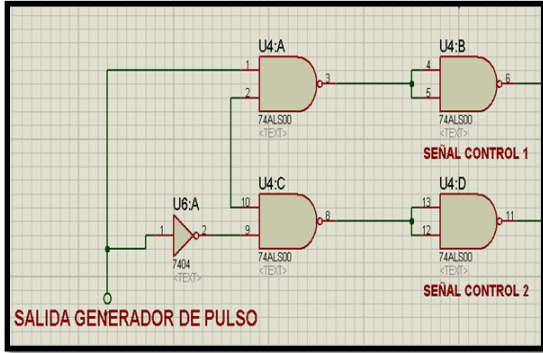


Figura 16: Generador de señales de control para el puente H.

2.3.4 DISEÑO DEL GENERADOR DE PULSOS.

Como ya se explicó, es necesaria la sincronización entre el muestreo de la señal por parte del Arduino y la activación de los leds rojo o infrarrojo en la placa diseñada, por lo que a continuación se diseña un circuito temporizador típico con la utilización de un Circuito Integrado 555, lo cual se muestra a continuación en la Figura 17.

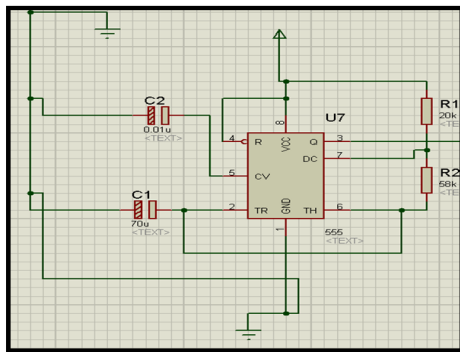


Figura 17: Generador de pulsos.

En la Figura 18 se puede ver la placa terminada para la medición de la saturación de oxígeno en la sangre.

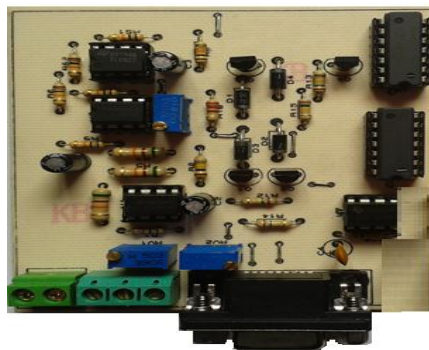


Figura 18: Placa final del SPO2.

2.4 MEDICIÓN DEL FLUJO DE AIRE EN LOS PULMONES

El espirómetro diseñado es capaz de medir el flujo pulmonar de un paciente. Su principio de

funcionamiento se basa en el movimiento de una turbina, que gira por efecto del aire espirado por el paciente, que excita a un par de fotodiodos, la señal va a la tarjeta Arduino, la cual se encarga de procesar la información. A continuación en la Figura 19 se puede observar de forma general un diagrama de bloques del espirómetro.

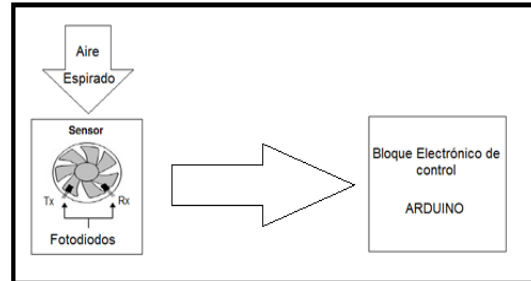


Figura 19: Diagrama de bloques del Espirómetro.

2.4.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

El espirómetro diseñado consta de una mascarilla en la cual contiene una boquilla donde se colocó una pequeña hélice o turbina, cuyo movimiento es detectado por un sensor fotodiodo Figura 20.



Figura 20: El sensor fotodiodo detecta el movimiento de la turbina.

2.4.2 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Para poder medir el flujo pulmonar, la señal adquirida del sensor fotodiodo se utiliza la siguiente fórmula:

$$FP = \frac{\text{Número de Pulsos} \cdot \text{Tiempo}}{\text{Número de aspas de la turbina}} \quad \text{Ec. 1}$$

Dónde:

- FP es el flujo pulmonar.
- Numero de pulsos corresponde a la señal de salida de los sensores en el transistor.
- Tiempo es de 60 minutos en el caso del espirómetro diseñado.
- Número de aspas de la turbina son las hélices que en el espirómetro diseñado es de 2 hélices.

El circuito implementado se puede observar en la Figura 21.

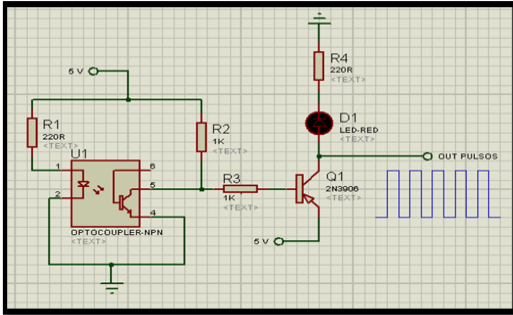


Figura 21: Circuito de acondicionamiento del espirómetro.

En la Figura 22 se puede ver la placa terminada para la medición del flujo de aire en los pulmones.



Figura 22: Placa final del Espirómetro.

III. COMUNICACIÓN SERIAL

Para transmitir los datos se utiliza comunicación serial mediante el protocolo de comunicación inalámbrica Bluetooth, el módulo que se utiliza es el HC-06 el cual funciona solo como esclavo, en la Figura 23 se puede observar el modulo Bluetooth HC-06.

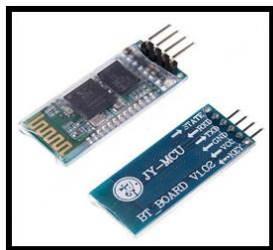


Figura 23: Modulo Bluetooth HC-06.

Las ventajas principales del módulo Bluetooth HC-06, además de su reducido tamaño y sus excelente características de transmisión y recepción que le brindan un alcance muy amplio, es el bajo consumo de corriente en funcionamiento, en modo de espera.

En la Figura 24 se observa la conexión de la tarjeta Arduino UNO con el módulo Bluetooth HC-06.

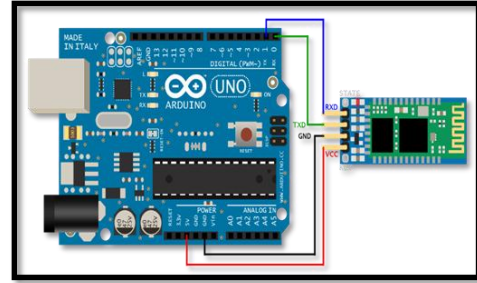


Figura 24: Conexión del Arduino UNO y el módulo Bluetooth HC-06.

IV. DISEÑO DEL SOFTWARE

Concluido el diseño de hardware, a continuación se explica cómo se diseñó el software tanto en Arduino como en Android.

4.1 ENTORNO DE DESARROLLO DE ADUINO

El entorno de desarrollo Arduino se puede ver en la Figura 25, está constituido por un editor de texto para escribir el código, un área de mensajes, una consola de texto, una barra de herramientas con botones para las funciones comunes, y una serie de menús. Permite la conexión con el hardware de Arduino para cargar los programas y comunicarse con ellos.

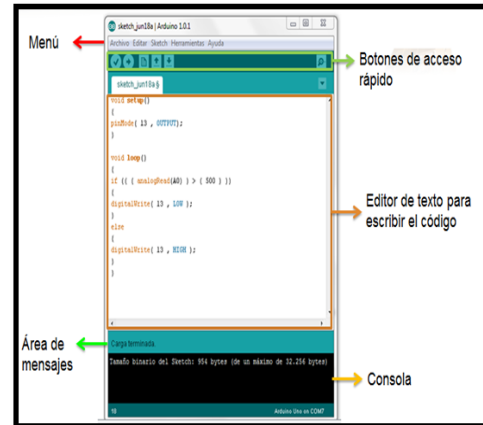


Figura 25: Entorno de desarrollo de Arduino.

Arduino utiliza para escribir el software lo que denomina "sketch" (programa). Estos programas son escritos en el editor de texto. Existe la posibilidad de cortar/pegar y buscar/remplazar texto. En el área de mensajes se muestra información mientras se cargan los programas y también muestra errores. La consola muestra el texto de salida para el entorno de Arduino incluyendo los mensajes de error completos y otras informaciones. La barra de herramientas permite verificar el proceso de carga, creación, apertura y guardado de programas, y la monitorización serie. En la Figura 26 se puede observar la programación del Arduino UNO.

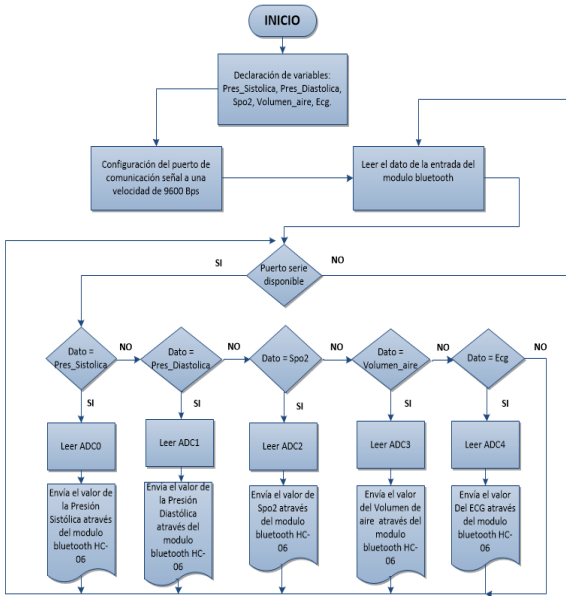


Figura 26: Diagrama de flujo de la programación Arduino UNO.

El diagrama de flujo para la programación de la tarjeta Arduino UNO, donde se asigna variables a todas las señales Biofísicas y Bioeléctricas; se requiere de la configuración del puerto de comunicación, a una velocidad de transmisión de 9600 bps se lee el dato en la entrada del módulo bluetooth para luego verificar si el puerto serie está disponible; si no está disponible, se vuelve a leer el dato en la entrada del módulo bluetooth cuando ya se encuentra disponible el puerto; la tarjeta Arduino procesa todas las señales con sus respectivos cálculos y los envía por del módulo bluetooth al dispositivo móvil, donde las variables serán visualizadas.

4.2 CONFIGURACIÓN DEL PROGRAMA ECLIPSE PARA DESARROLLAR LA APLICACIÓN EN ANDROID

Para desarrollar la aplicación en Android se debe bajar el SDK de Android con las bibliotecas API y todas las herramientas de desarrollo para crear, probar y depurar las aplicaciones en Android, se debe tener la actualización del Java Development Kit o (JDK), es un software que proporciona herramientas de desarrollo para la creación de programas en Java.

Una vez que el IDE ya está cargado con el Android Developer Tools plugin y SDK se puede comenzar a desarrollar el proyecto.

En la Figura 27 se observa el diagrama de flujo de la adquisición y visualización de los datos, para la programación del dispositivo móvil bajo la plataforma Android.

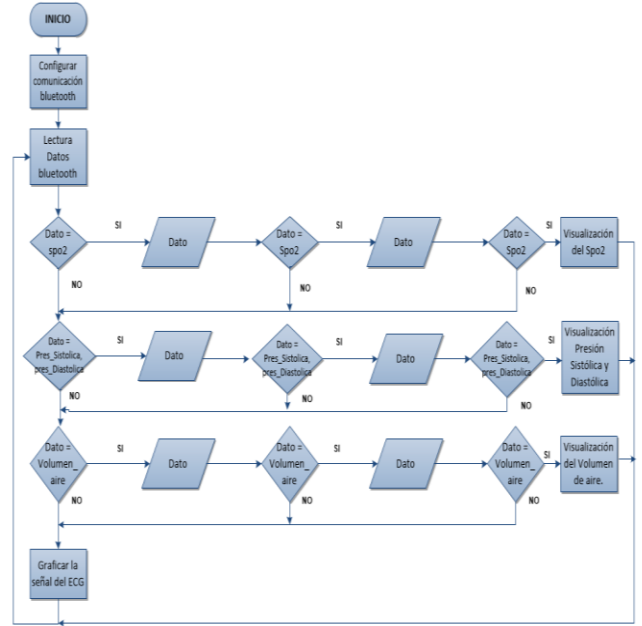


Figura 27: Diagrama de Flujo del dispositivo móvil bajo la plataforma Android.

El diagrama de flujo de la programación para el dispositivo móvil para la obtención y visualización de los datos, requiere la configuración de la comunicación bluetooth y luego leer los datos de cada variable ya asignada en la tarjeta Arduino con su valor correspondiente para luego ser visualizada en el dispositivo móvil.

En la Figura 28 se observa el diagrama de flujo general de cómo está constituido la aplicación del dispositivo móvil bajo la plataforma Android.

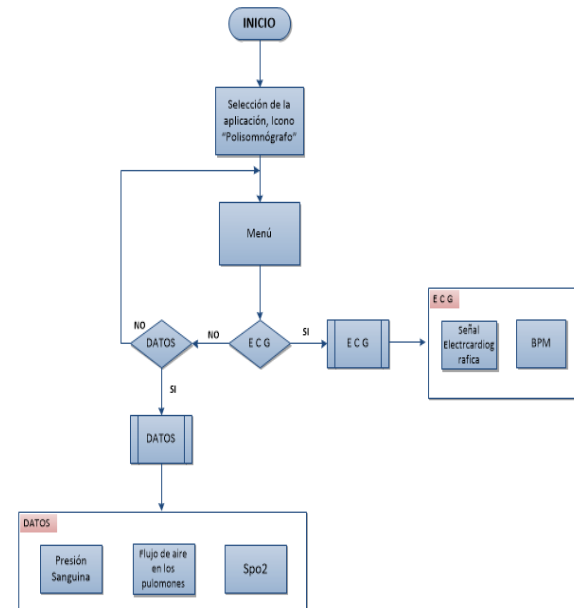


Figura 28: Diagrama de Flujo de la Activity Principal.

Se inicia pulsando el icono llamado polisomnógrafo y se despliega un menú en donde se encuentra dos botones llamados "Datos" y "Ecg", al pulsar el botón Datos se despliega una ventana en donde se visualizan los valores del Spo2, la presión sanguínea y el flujo de aire de los pulmones; al pulsar el botón Ecg se despliega una ventana en donde se visualiza la señal electrocardiográfica y los pulsos por minutos (Bpm).

La aplicación se encuentra terminada y se puede observar el icono de la aplicación en la Figura 29; en la Figura 30, se muestra la ventana principal la cual contiene dos botones donde se indican las señales del ECG y los datos de la Presión sanguínea, SPO2, Flujo de aire de los pulmones.

En la Figura 31 y Figura 32 se observa las ventanas creadas para cada una de las señales, Biofísicas y Bioeléctricas donde se visualizaran los datos obtenidos.

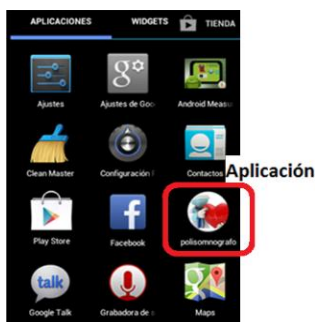


Figura 29: Aplicación creada para la Polisomnografía.



Figura 30: Ventana principal de la Aplicación del Polisomnógrafo.

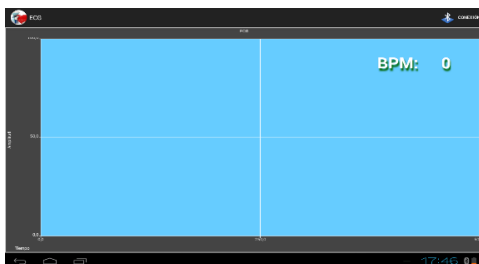


Figura 31: Ventana del ECG.



Figura 32: Ventana de datos para el SPO2, Presión Sanguínea y Flujo de Aire.

V PRUEBAS Y RESULTADOS

A continuación se detalla las pruebas realizadas con pacientes y voluntarios conectados al equipo de Polisomnografía.

5.1 PRUEBAS DEL ECG

La adquisición de la señal electrocardiográfica no presenta ruido alguno como se puede observar en el osciloscopio en la Figura 33; en la Figura 34 se observa a una voluntaria. En la Figura 35 se indica la señal adquirida en la Tablet con la aplicación en Android.



Figura 33: Señal obtenida del ECG implementado, mostrada en un osciloscopio.

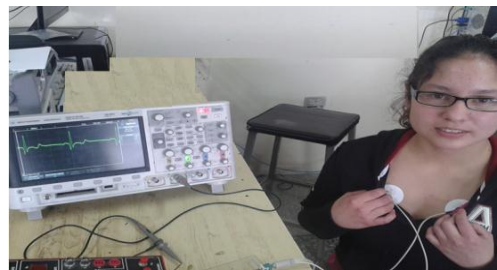


Figura 34: Señal del ECG de una voluntaria.

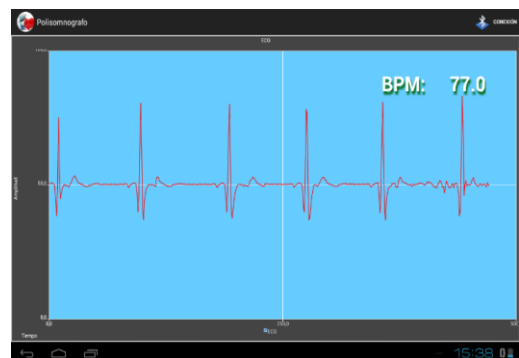


Figura 35: Señal del ECG adquirida en la Tablet.

Para la validación del ECG se tomó 10 muestras del ritmo cardíaco (BPM) con 10 diferentes pacientes usando un equipo patrón BMC SleepCare y el equipo de Polisomnografía, teniendo los siguientes resultados, Tabla 1.

Tabla 1: Datos del ECG.

#	Edad	Sexo	BPM POLISOMNOGRAFO	BPM equipo Patrón.	Err.
1	55	F	70	73	3
2	37	F	101	108	7
3	29	F	105	109	4
4	27	F	77	79	2
5	23	F	93	92	1
6	25	M	78	79	1
7	26	M	75	73	2
8	43	M	65	68	3
9	30	M	70	71	1
10	26	M	69	72	3
PROMEDIO					2.7%

5.2 PRUEBAS DEL SPO2

Para la adquisición de esta señal, se debe reducir al mínimo posible la interferencia de luz del medio ambiente. En la Figura 36 se muestra la señal adquirida del circuito de acondicionamiento de oximetría con sus tiempos en bajo y en alto correspondientes al LED Rojo e Infrarrojo, respectivamente. En la Figura 37 se observa al voluntario y la señal correspondiente al nivel de oxígeno en la sangre, representado en porcentaje como se puede apreciar en la Figura 38.

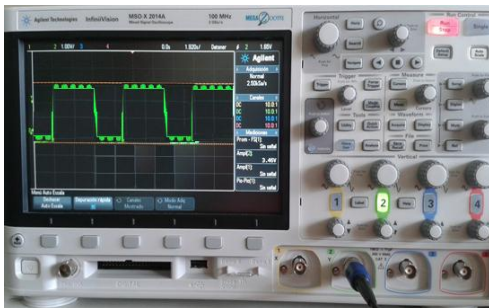


Figura 36: Señal obtenida del circuito de Oximetría implementado mostrada en un osciloscopio.

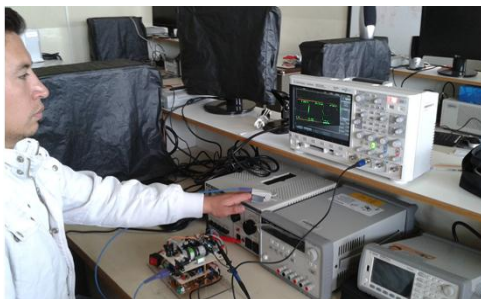


Figura 07: Señal del SPO2 de un voluntario.



Figura 38: Señal del SPO2 adquirida en una Tablet.

Una vez implementado el Oxímetro se compra los datos con el equipo patrón BMC SleepCare y se procede a su calibración con el mismo.

En la Tabla 2 se observa el resultado de las mediciones.

Tabla 2: Datos del SPO2.

#	edad	sexo	SPO2 POLISOMNOGRAFO	SPO2 equipo Patrón.	Err.
1	55	F	90.35%	89.70%	0.65
2	37	F	91.12%	90.102%	1.02
3	29	F	88.64%	88.102%	0.53
4	23	F	90.03%	95.82%	5.79
5	23	F	95.00%	96.65%	1.65
6	25	M	92.34%	92.80%	0.46
7	26	M	94.50%	94.02%	0.48
8	43	M	94.20%	93.80%	0.40
9	26	M	93.76%	93.01%	0.75
10	28	M	94.22%	93.90%	0.32
PROMEDIO					1.2%

5.3 PRUEBAS DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

Para la adquisición de la señal de presión se requiere el acondicionamiento de la señal del sensor de presión MPX5050, el cual no presentó dificultad, por ser este lineal. En la Figura 39, se puede visualizar claramente la señal que entrega el circuito acondicionador donde cada pulso representa el choque de la sangre contra las paredes de la arteria.

En la Figura 40 se visualiza la cooperación de un voluntario para la adquisición de la señal de su Presión Sanguínea y en la Figura 41 se muestra las señales codificadas en datos digitales, indicando la presión sistólica y diastólica en la plataforma Android.

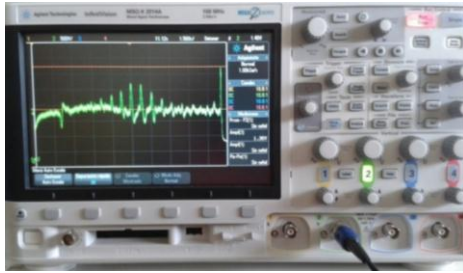


Figura 09: Señal obtenida del circuito de Presión Sanguínea implementado mostrada en un osciloscopio



Figura 40: Señal de presión de un voluntario.



Figura 41: Señal de la Presión Sistólica y Diastólica adquirida en la Tablet.

Para la validación de la Presión Sanguínea se tomó 10 muestras de la presión sistólica y diastólica de 10 pacientes diferentes tomándoles la presión con el equipo patrón VOIC ARM BLOOD - PRESSUREMETER MODEL NO:FT-C21Y y comparándola con el equipo de Polisomnografía implementado, teniendo los siguientes resultados. Tabla 3.

Tabla 3: Datos de la presión sanguínea.

#	Edad	Sexo	Sist.	Sist. Equipo patrón	Err.	Diast	Diast patrón	Err.
1	55	F	110	100	10	69	60	9
2	37	F	120	115	5	70	60	10
3	29	F	125	120	5	55	50	5
4	27	F	109	100	9	75	69	6
5	23	F	110	100	10	70	60	10
6	25	M	111	100	11	70	60	10
7	26	M	126	120	6	70	80	10
8	43	M	110	100	10	89	80	9
9	30	M	140	133	7	90	80	10
10	26	M	130	120	10	80	72	8
					PROMEDIO	8.3	PROMEDIO	8.7%

5.4 PRUEBAS DEL ESPIRÓMETRO

Al adquirir la señal de flujo de aire se empleó un sensor de turbina acoplado a una mascarilla para lograr concentrar el aire, se lo observa en la Figura 42; en la Figura 43 se aprecia el tren de pulsos correspondiente a la señal captada por el sensor infrarrojo al detectar el corte del haz de luz provocado por las hélices de la turbina. En la Figura 44 se observa al voluntario, en la Figura 45 se observa el valor de la señal adquirida, en centímetros cúbicos sobre la Tablet.



Figura 42: Mascarilla acoplada al Sensor de turbina e infrarrojo.

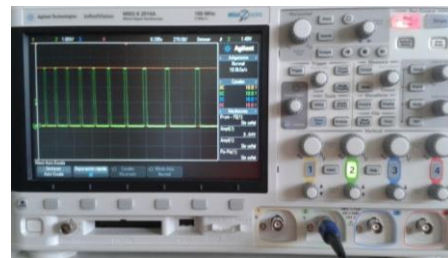


Figura 43: Señal obtenida en el circuito de espirometría mostrada en un osciloscopio.

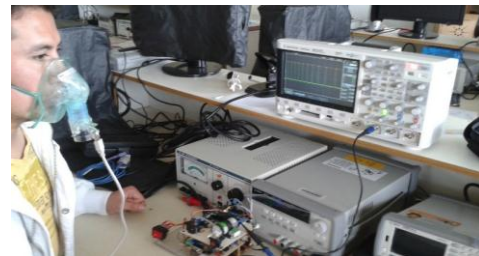


Figura 44: Señal del Espirómetro de un Voluntario.



Figura 45: Señal de flujo de aire adquirida en la Tablet.

Una vez implementado el espirómetro se procede a su calibración con el equipo patrón BMC SleepCare; se toman mediciones para la validación del Espirómetro comparándolas con la del equipo patrón. En la Tabla 4 se observa el resultado de las mediciones.

Tabla 4: Datos del Espirómetro.

#	Edad	Sexo	Espirómetro POLISOMNOGRAFO	Espirómetro equipo Patrón.	Err.
1	33		2030 cc	2034 cc	4
2	34		1997 cc	1990 cc	7
3	52		3980 cc	3983 cc	3
4	37		5700 cc	5709 cc	9
5	23		4789 cc	4784 cc	5
6	41		3890 cc	3898 cc	8
7	26		5953 cc	5955 cc	2
8	38		3945 cc	3940 cc	5
9	35		3678 cc	3679 cc	1
10	28		2987 cc	2990 cc	3
PROMEDIO					4.7%

VI. CONCLUSIONES

- Se diseñó e implementó el Polisomnógrafo, con transmisión de datos inalámbricos para la medición del ECG, Spo2, del flujo de aire y la presión arterial.
- Se estudió e identificó, cada uno de los componentes y elementos que intervienen en el diseño e implementación del Polisomnógrafo.
- El Polisomnógrafo implementado permite la medición de la señal electrocardiográfica (Ecg), la presión arterial, la saturación de oxígeno en la sangre (SPO2), y el volumen de aire en los pulmones durante el sueño, en tiempo real.
- Las señales biofísicas, fueron acondicionadas a un rango de 0 a 5 voltios, que es el máximo voltaje que se permite a la entrada de la tarjeta Arduino UNO.
- Se implementó una aplicación móvil sencilla, que satisface las necesidades tanto del ECG, Presión arterial, SPO2 y el Flujo de aire, que permita una fácil conexión entre el dispositivo móvil con sistema Android, a través del protocolo de comunicación inalámbrica Bluetooth.
- Los valores medidos con el equipo diseñado tiene un 95,3% de efectividad con respecto a los instrumentos de los hospitales que se han empleado para obtener los resultados, debido principalmente a las tolerancias de los elementos pasivos utilizados y artefactos que se producen mediante la medición.

- La visualización de la señal electrocardiográfica (ECG) se realizó con la ayuda de la librería Androidplot que permite graficar un vector numérico de n posiciones, de una forma sencilla.
- La comunicación entre el Polisomnógrafo y el dispositivo móvil con sistema Android fue efectiva dentro de un rango de 10 metros con línea de vista, luego del cual la comunicación se deteriora.
- Se notó que la señal del ECG tomada en un paciente y otro paciente, la amplitud de la onda cambia significativamente en 0.4 – 4mV notándose la diferencia en las ondas QRS de la señal electrocardiográfica.
- El aumento en el orden de los filtros Butterworth y la implementación del filtro Notch disminuye notablemente el ruido de la señal del ECG y del Spo2.
- La medición del Spo2 varía según la pigmentación de la piel del paciente, mientras más oscura es, menor es el porcentaje de lectura de la muestra medida.

VII. REFERENCIAS

- [1] H. B. R. U. S. O. U. R. GÓMEZ RESTREPO., «Polisomnografía en Psiquiatría,» de Psiquiatría Clínica, Bogotá, Médica Panamericana, 2008, p. 134.
- [2] A. Contreras, «Patologías del sueño,» Revista Médica, vol. 24, n° 3, p. 343, 2013.
- [3] D. P. C. LUIS DARÍO LARRATEGUY., «Modalidades Respiratorias,» de Guía Esencial de Metodología en Ventilación Mecánica no Invasiva, Madrid, Médica Panamericana, 2010, pp. 239 - 240.
- [4] R. J. L. JORGE NOGALES - GAETE ARCHIBALDO DONOSO S., «Tratado de Neurología Clínica,» de Polisomnografía, santiago, Universitaria, 2005, pp. 188 - 189.
- [5] J. W. Tompkins y F. H. Neter, «Electrocardiografía.es,» Señales Clínicas, s.f. s.f. 1993. [En línea]. Available: http://www.electrocardiografia.es/bases_datos.html . [Último acceso: 5 Enero 2014].
- [6] D. DAVIS, «Interpretación del Electrocardiograma su dominio rapido y exacto.,» de Electrocardiograma , Buenos Aires, Panamericana , 2008, pp. 1 - 3.
- [7] Hipertensión, «123rf,» Medidor de la Presión Arterial, s.f. s.f. s.f.. [En línea]. Available: <http://es.123rf.com/imagenes-de-archivo/hipertension.html> . [Último acceso: 2 Septiembre 2014].
- [8] M. J. C. L. J. M. Q. C. X. FUENTES ARDERIU., «Regulación de la Presión Sanguínea,» de Bioquímica Clínica y Ptología molecular, Barcelona, Reverté, S.A., 1998, p. 822.
- [9] N. K. BBANERJEE, «Presión Arterial,» de Tensión Arterial Etiología y Tratamiento, pp. 1-4



Oscar Gómez. Nació en Mulalillo provincia de Cotopaxi en Ecuador. Sus estudios primarios lo realizó en la escuela fiscal mixta Luis Alfredo Martínez, sus estudios secundarios los realizó en la Unidad Educativa Particular Mixta San Francisco de Asís ubicado en la ciudad de Salcedo en donde obtuvo su título de bachiller en Ciencias Especialización Químico-Biológicas 2006.

Actualmente se encuentra finalizando sus estudios de Ingeniería en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE en la ciudad de Latacunga – Ecuador.



Jaime Silva. Nació en Ambato provincia de Tungurahua en Ecuador. Sus estudios primarios lo realizó en la escuela fiscal mixta Luis Alfredo Martínez, sus estudios secundarios los realizó en la Unidad Educativa Particular Mixta San Francisco de Asís ubicado en la ciudad de Salcedo en donde obtuvo su título de bachiller en Ciencias Especialización Químico-Biológicas 2005.

Actualmente se encuentra finalizando sus estudios de Ingeniería en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE en la ciudad de Latacunga – Ecuador.