

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO INALÁMBRICO PARA LA ADQUISIÓN Y PROCESAMIENTO, EN TIEMPO REAL, DE LAS VARIABLES FISIOLÓGICAS REQUERIDAS EN ATENCIÓN PREHOSPITALARIA

ERAZO CHULDE JUAN CARLOS, Ing.
VICENTE ROMERO KLEBER REYNALDO, Ing.
ÁLVAREZ RUEDA ROBÍN, PhD.

1. RESUMEN

El presente proyecto comprende la adquisición, procesamiento y análisis de las siguientes variables fisiológicas: temperatura, presión, frecuencia cardíaca, y el electrocardiograma, para el registro de cada una de estas variables, se recurrió al uso de sensores, para el caso de temperatura se utiliza un termistor NTC, para la presión un transductor piezoresistivo, para el ECG se usa electrodos tipo ventosa, estas señales son adquiridas y luego enviadas a un computador mediante el uso de un microcontrolador. La comunicación entre el microcontrolador y el computador se desarrolla mediante tecnología de radio frecuencia bluetooth.

En el computador se realiza el procesamiento de cada una de las señales, para ello se utiliza una herramienta gráfica de programación "Labview", y mediante un HMI, se indica los valores de las variables registradas. El análisis de las variables consiste en mostrar si los valores se encuentran dentro o fuera de los niveles normales.

ABSTRACT

This project includes the acquisition, processing and analysis of the following physiological variables: temperature, pressure, heart rate and electrocardiogram, to record each of these variables, the use of sensors, for the case temperature is used an NTC thermistor, a pressure transducer for piezoresistive for ECG electrodes used suction type, these signals are acquired and then sent to a computer using a microcontroller. Communication between the microcontroller and the computer using Bluetooth wireless technology develops.

In the computer processing is performed for each of the signals, so we use a graphical programming tool "Labview" and by an HMI, are the values of the variables recorded. The analysis of the variables is to show whether the values are inside or outside of normal levels.

2. INTRODUCCIÓN

Una de las expectativas del proyecto es ofrecer ayuda para una atención eficiente a una persona que ha sufrido un accidente o una urgencia médica. Optimizando el tiempo que es un factor muy determinante, mediante la adquisición automática y continua, de las variables fisiológicas de una persona.

Debido a esta necesidad, el objetivo del proyecto es implementar un equipo portátil capaz de adquirir y presentar los signos vitales en un computador y en un LCD ubicado en el módulo.

3. SIGNOS VITALES

3.1 La temperatura corporal. Es la medida del grado de calor de un organismo, y es un factor de alta importancia en la determinación de la supervivencia de los seres vivos.

Período	Temperatura °[c]
Recién nacido	36.1 – 37.7
Lactante	37.2
Niño de 2 a 8 años	37.0
Adulto	36.0 – 37.0

Tabla 1 Valores de temperatura normal.

3.2 Pulso arterial. Representa el rendimiento del latido cardíaco, que es la cantidad de sangre que entra en las arterias con cada contracción ventricular, y proporciona información sobre el funcionamiento de la válvula aórtica

EDAD	PULSACIONES POR MINUTO
Recién nacido	120 – 170
Lactante menor	120 – 160
Lactante mayor	110 – 130

Niños de 2 a 4 años	100 – 120
Niños de 6 a 8 años	100 – 115
Adulto	60 – 100

Tabla 2 Valores de pulso arterial para diferentes edades

3.3 Presión Arterial. Es una medida de la presión que ejerce la sangre sobre las paredes arteriales, en su impulso a través de las arterias. Se considera dos tipos de presión:

- La **presión sistólica**, que es la presión de la sangre debida a la contracción de los ventrículos.
- La **presión diastólica**, que es la presión cuando los ventrículos se relajan.

EDAD	P. SISTÓLICA (mmHg)	P. DIASTÓLICA (mmHg)
2 años	78 – 112	48 – 78
8 años	85 – 114	52 – 85
12 años	95 – 135	58 – 88
Adultos	100 – 140	60 – 90

Tabla 3 Valores de presión sistólica y diastólica para diferentes edades

3.4 El electrocardiograma (ECG). Es el registro gráfico en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico (señal Bioeléctrica), generadas por el conjunto de células cardiacas. Este procedimiento es el más usado para el estudio del corazón, permite realizar el análisis desde la superficie corporal, mediante el uso de electrodos colocados en los dos brazos y pierna derecha.

4. DESCRIPCIÓN DEL MÓDULO

La alimentación de energía para el módulo de adquisición es mediante baterías de 9V, encargadas de energizar al microcontrolador, sensores de presión, acondicionamiento del sensor de temperatura, amplificadores operacionales, microbomba y electroválvula.

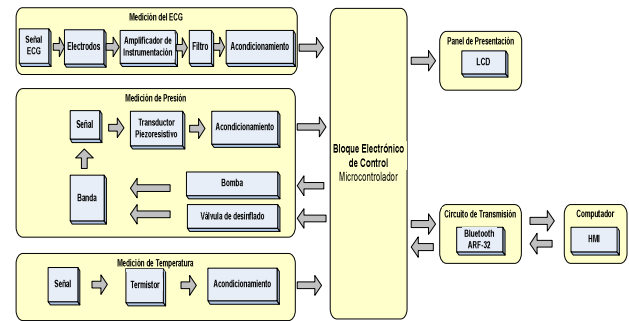


Figura 1. Diagrama de bloques del módulo.

El equipo completo consta del módulo de adquisición y de un computador encargado del procesamiento de las señales.

4.1 MEDICIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

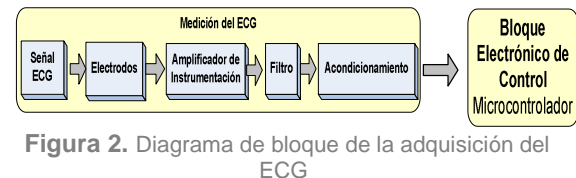


Figura 2. Diagrama de bloque de la adquisición del ECG

La adquisición del ECG se realiza utilizando electrodos tipo ventosa, para asegurar la fijación de estos sobre la piel, evitando los artefactos.

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.

Debido a que la magnitud de la señal bioeléctrica está entre 0.5mV y 4mV, se utiliza el siguiente amplificador de instrumentación con una ganancia de 1000.

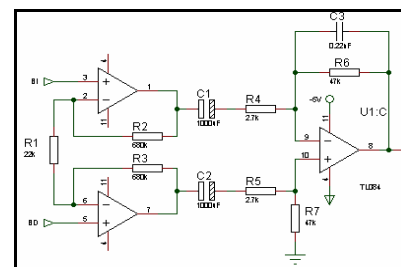


Figura 3. Amplificador de instrumentación.

Al amplificador de Instrumentación ingresan dos señales de modo común: una proveniente de los electrodos y otra del ruido inducido sobre los cables de entrada al amplificador, con el uso de los filtros se elimina esta última señal y luego se amplifica la señal emitida por el corazón.

FILTROS ANALÓGICOS

Para evitar interferencias indeseables, provenientes del rizado del filtro, se emplea un filtro máximamente plano, en este caso utiliza un filtro pasabanda de sexto orden de Butterworth cuyas frecuencias de corte son $f_{CL} = 0.05 \text{ Hz}$ y $f_{CH} = 100 \text{ Hz}$.

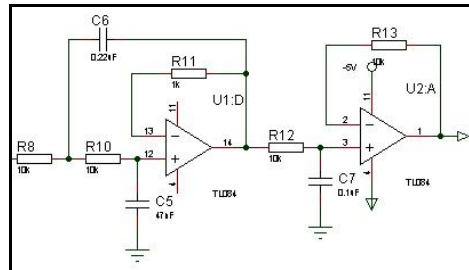


Figura 4. Filtro de Butterworth.

4.2 MEDICION DE LA PRESIÓN ARTERIAL

Para hallar el valor de presión arterial se utiliza el método oscilométrico.

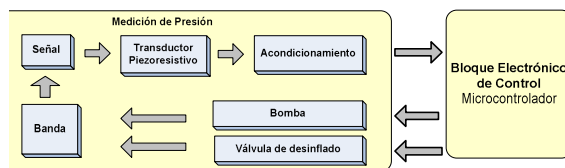


Figura 5. Diagrama de bloque de adquisición de la presión

MÉTODO OSCILOMÉTRICO

Este método consiste en ubicar sobre el brazo del paciente un brazalete con bolsa inflable, se infla el brazalete ocluyendo la arteria radial por medio de una microbomba de aire, hasta alcanzar una presión de 20 a 30 mmHg por encima de la presión sistólica de cada paciente, garantizando la oclusión de la arteria. A continuación se deja escapar el aire, de tal forma que aparecen unas pequeñas oscilaciones.

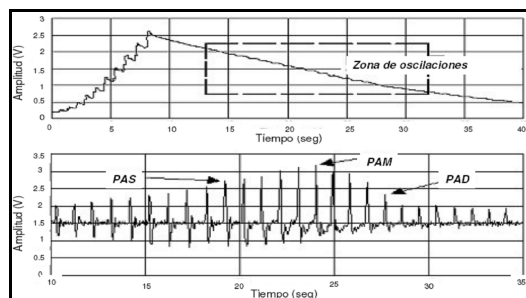


Figura 6. Método Oscilométrico.

A medida que la presión en el brazalete disminuye la arteria trata de permitir el flujo sanguíneo, y las oscilaciones comienzan a aumentar su amplitud, en ese momento se considera la presión arterial sistólica, las oscilaciones continúan creciendo hasta alcanzar un máximo el cual corresponde a la presión arterial media, luego comienza a disminuir rápidamente y se presenta la presión arterial diastólica en el momento en que la arteria recupera su flujo sanguíneo normal.

Los elementos que se utilizan son el manguito o banda elástica, la micro-bomba y electro válvula.

SENSOR DE PRESIÓN

Para adquirir la señal de presión generada en la bolsa de aire, se utiliza el sensor de presión MPX5050GP de Motorola, este transforma las vibraciones de presión en una señal eléctrica proporcional, que es enviada al convertor A/D del PIC para luego transmitir a un computador.

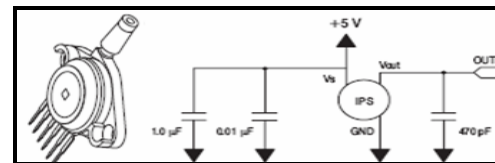


Figura 7. Esquema recomendado por el fabricante.

La función de transferencia del sensor está determinada por la siguiente ecuación:

$$V_{out} = V_s \left(\frac{P}{7.5} * 0.018 + 0.04 \right) \pm (Pressure\ Error * TempFactor * 0.018 * V_s)$$

4.3 MEDICIÓN TEMPERATURA CORPORAL

El rango de temperatura a acondicionar es de 34°C a 41°C, cuyo rango abarca la temperatura corporal. Se selecciono un termistor que tiene como características medir la temperatura corporal.

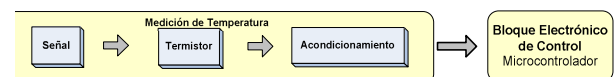


Figura 8 Diagrama de bloque de la adquisición de temperatura.

TERMISTOR MA100GG103A NTC

El valor de la resistencia disminuye con el aumento de la temperatura, la resistencia

nominal de este NTC es de $10K\Omega$ a una temperatura de $25^{\circ}C$.

Este termistor fue diseñado exclusivamente para aplicaciones de biomédica, mide un rango de $0^{\circ}C$ a $50^{\circ}C$ y la función de transferencia es la siguiente:

$$R_T = R_o e^{\left[\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_o} \right) \right]}$$

Donde:

T_o : es la temperatura de referencia para nuestro termistor $25^{\circ}C$

R_o : es la resistencia a la temperatura de referencia y es igual a 10000Ω .

β : es un parámetro conocido como temperatura característica del material, y se considera constante dentro del margen de temperaturas en estudio.

El valor de β se halla a partir del rango de temperatura T_1 - T_2 con la siguiente expresión:

$$\beta = \frac{\ln\left(\frac{R_1}{R_2}\right)}{\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2}}$$

Para el acondicionamiento se utilizó una fuente de corriente alimentada por un regulador de voltaje ajustable LM317, la salida de este regulador es ajustada a 7V, el uso de este regulador facilita la calibración de la corriente que circula por el termistor, la señal que ingresa al microcontrolador es el voltaje que cae sobre el NTC.

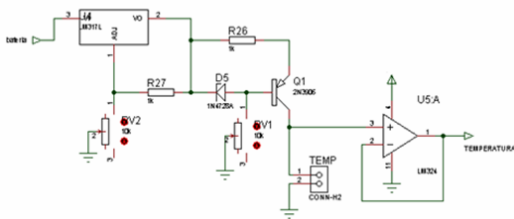


Figura 10. Acondicionamiento del termistor.

4.5 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA

La transmisión inalámbrica se realiza mediante el módulo de bluetooth ARF 32 compatible con las comunicaciones full dúplex de 20 metros, la

banda de frecuencia es de 2.45 GHz, donde la velocidad de transmisión llega hasta una velocidad de 723 Kbps, tiene incorporada una antena miniatura, la comunicación se realiza mediante el puerto de datos UART. El voltaje que soporta es de 2.85V a 3.6V, de tal manera que lo alimenta con 3.3V

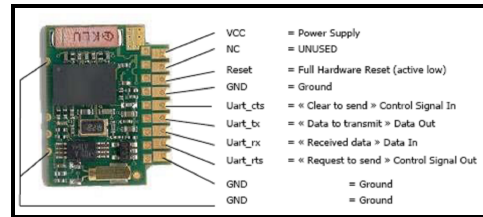


Figura 11. Bluetooth ARF 32.

La conexión para la comunicación entre el microcontrolador y el PIC se indica en la siguiente figura.

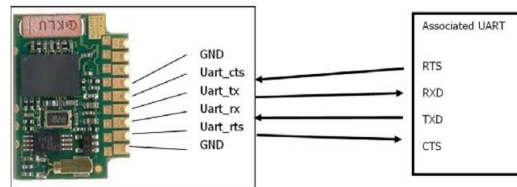


Figura 12. Conexión del Bluetooth

Se trabaja a una velocidad de 9600 bps, paridad ninguna, bit de parada igual a uno y con control de flujo por hardware.

4.6 ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES

La adquisición y discretización de las señales se efectúa por medio del microcontrolador PIC 16F873A, este se encarga de la conversión de las señales analógicas a digitales, para luego enviar los datos inalámbricamente a la computadora, en donde se realiza el procesamiento de cada una de las señales.

Para realizar el código fuente del programa del PIC se hace uso del software MikroBasic, de mikroElektronika Basic compiler de Microchip PIC microcontrollers, en donde se genera el archivo en formato hexadecimal.

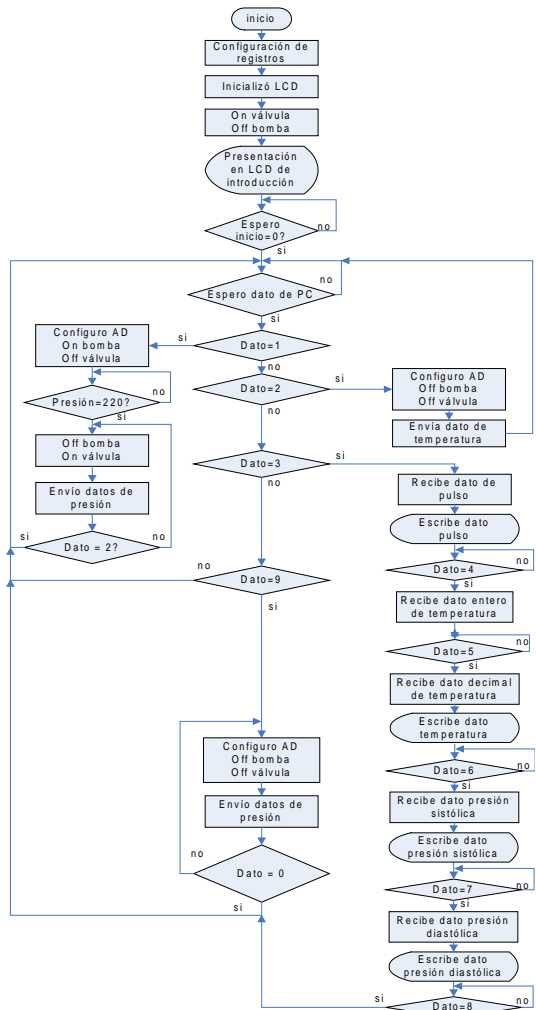


Figura13. Diagrama de flujo del programa del microcontrolador.

5. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA (HMI) EN LA PC

El procesamiento de las variables captadas se realiza mediante el uso de herramientas que brinda el software de LabView, este software utiliza un entorno gráfico para la programación. En el HMI diseñado se indica cada uno de los valores de los signos vitales, en el caso que los valores medidos no se encuentren dentro de los rangos normales, este despliega mensajes indicando el estado en que se encuentra el paciente,

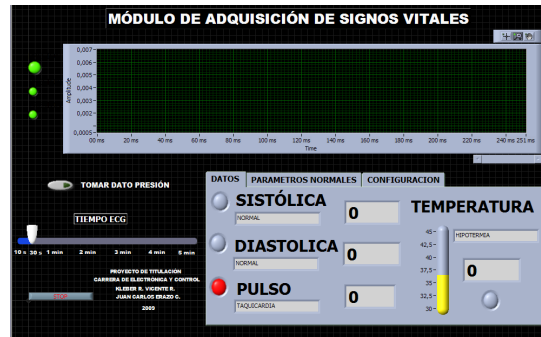


Figura 14. Panel de Control.

A través del interfaz gráfico se presenta un menú que brinda la opción de almacenar los valores obtenidos y leer registros de valores previamente almacenados, se ofrece con el fin de tener un respaldo de información en caso de que el auxiliar de la emergencia lo requiera.

5.1 VARIABLE DE PRESIÓN.

Se inicia el programa con la configuración del puerto serial VISA con la velocidad de 9600 baudios, 8 bits, con 1 bit de parada y sin bit de paridad. Luego del cual se envía un 1 para iniciar la recepción de los datos de presión. La cantidad de muestras tomadas son de 1200 estas muestras son almacenadas en un array de 1x1200.

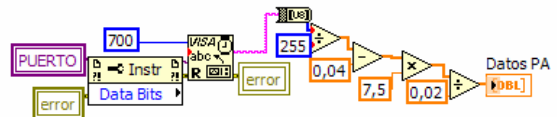


Figura 15. Adquisición de datos de presión.

La señal obtenida de presión consta de dos partes: una oscilación de una amplitud aproximada de 1Hz sobre la otra señal de presión del brazalete 0,04Hz, por lo cual se emplea un filtro pasabanda en el rango de 0,5 a 3 Hz con una frecuencia de muestreo de 30 Hz, como anteriormente se explicó.

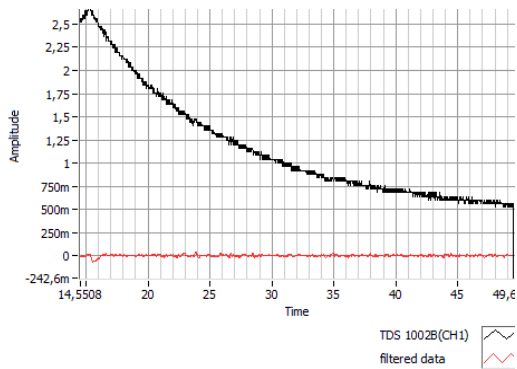


Figura 16. Gráfica de presión a la entrada

La señal filtrada es la siguiente:

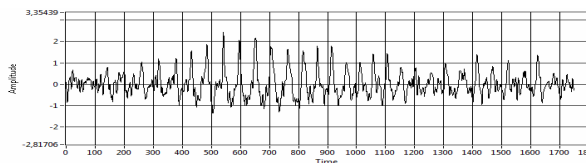


Figura 17. Gráfica de presión filtrada pulso índice.

Utilizando el SubVI Peak Detector se detecta el primer valle y a partir de esta se toma 1200 muestras para realizar el análisis, el número de muestras fue establecido porque a partir de este valor la presión bordea las 10 mmHg, un valor muy pequeño para los objetivos planteados, por lo cual el número de muestras mayor al valor establecido estarían en exceso.

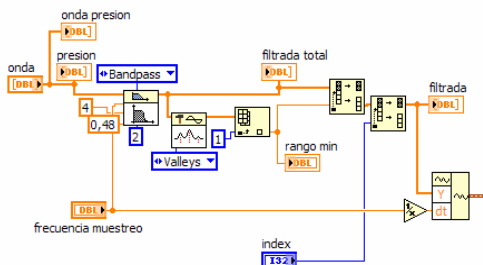


Figura 18. Etapa de filtrado, toma de muestras y obtención del pulso.

Para obtener el valor y la dirección del pico máximo de la curva pulso índice, se utiliza una regresión por el método de mínimos cuadrados aproximando la envolvente de la curva a una recta. Dado que la curva es bastante irregular, la cantidad de picos antes del punto máximo son menores que la cantidad de picos después de este, se crea una curva antes del punto máximo y otra después del punto máximo. Estas curvas son escaladas en referencia al valor de entrada debido a la aproximación. Luego se busca el correspondiente para la presión sistólica multiplicando el valor máximo

de la curva de la izquierda por el 50% y para la presión diastólica se multiplica el valor máximo de la curva de la derecha por 78%.

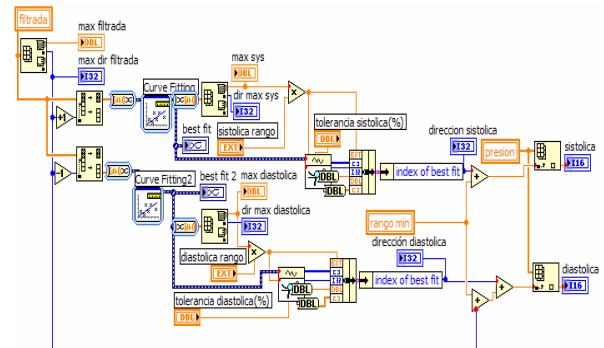


Figura 19. Etapa para obtención de presión sistólica y diastólica.

5.2 VARIABLE DE TEMPERATURA

Para adquirir la señal de temperatura se envía un 2 al microcontrolador, el dato de temperatura es tratado en el computador utilizando la ecuación no lineal del termistor.

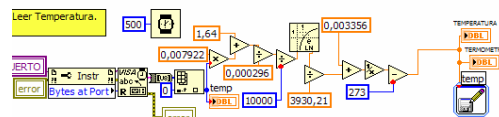


Figura 20. Obtención y procesamiento de la variable de temperatura.

5.3 VARIABLE DEL ECG

La recepción de los datos del electrocardiograma se envía el número 9 con el cual el microcontrolador empezará a enviar los datos, el programa realizar una etapa de filtrado para mejorar la calidad de la señal en función de las frecuencias antes mencionadas. La cantidad de muestras adquiridas pueden variarse dependiendo de la necesidad del operario.

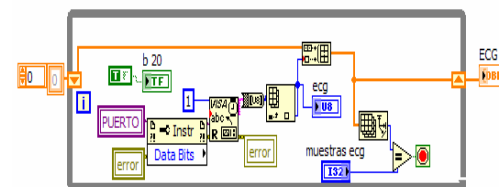


Figura 21. Etapa para tratamiento del electrocardiograma.

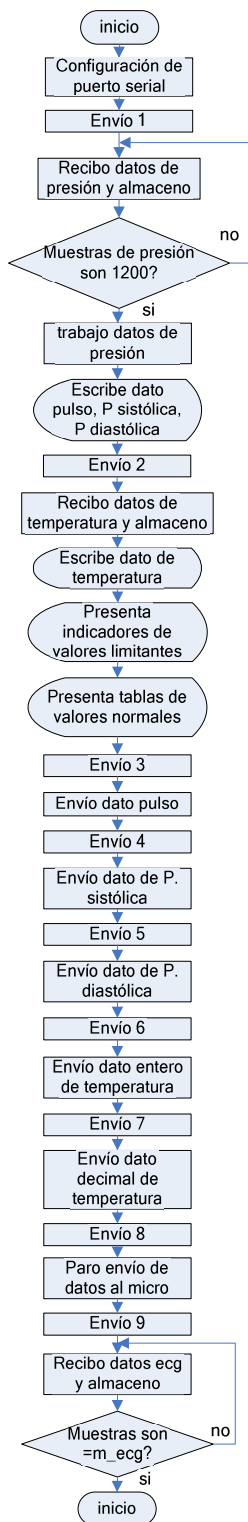


Figura 22. Diagrama de flujo del interfaz gráfico.

CONCLUSIONES

- El equipo de monitoreo diseñado se calibra por software, hay diferentes métodos matemáticos que se puede aplicar, se escogió el más adecuado justificado por los resultados de las pruebas técnicas y clínicas, pues fueron satisfactorios.
- Se Adquirió y proceso la señal electrocardiográfica (ECG) visualizándola en el HMI realizado en LabView, esta señal permite visualizar si existe alguna anomalía en el corazón, las anomalías más comunes en atención prehospitalaria como arritmias, taquicardias y bradicardias.
- La visualización del electrocardiograma es una herramienta que permite valorar las alteraciones electrocardiográficas, durante el monitoreo de las variables fisiológicas en la atención prehospitalaria
- El módulo está encaminado a la telemedicina, ya que consta de una PC el realizar un interfaz con la WEB sería muy sencillo y muy útil porque con esto el personal de los centros médicos sabrían cual es el estado del paciente y cuál es el tratamiento que se le debe dar.
- La versatilidad en la programación del proyecto permite adjuntar otras variables para realizar un mejor trabajo en el monitoreo de pacientes, variables como la saturación de oxígeno, derivadas monopolares del electrocardiograma, entre otras.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1]. PENAGOS Sandra, SALAZAR Luz, Manual de primeros auxilios, Control de signos vitales, 1998.
- [2]. STEWART Joseph V., M.D. Vital Signs and Resuscitation. Edit. Landes Bioscience. Georgetown, Texas U.S.A. 2003; pp. 20-93.
- [3]. RUSH UNIVERSITY MEDICAL CENTER, Los Signos Vitales (Temperatura Corporal, Pulso, Frecuencia Respiratoria y Presión Sanguínea), <http://www.rush.edu/spanish/sadult/nontrauma/vital.html>
- [4]. Gamboa W., Rodríguez L, Chávez A., dispositivo digital para el registro continuo de presión arterial de forma no invasiva y ambulatoria, 2007

- [5]. MORALES Antonio, A.B.C. de la Hipertensión Arterial, <http://personal.telefonica.terra.es/web/medicina/ha/index.html>.
- [6]. COSTA Jorge, RODRÍGUEZ Silvia, Signos vitales, 2005
- [7]. RUSO R., RAMOS J., BATISTA O, DEL REY R., Una Implementación efectiva del Método Oscilométrico para la medición de la Presión Arterial. Sociedad Cubana de Bioingeniería, artículo 00421. 2001.
- [8]. PARMET Sarah, Asociación Americana del Corazón, Electrocardiogramas, www.jama.com en la Asociación Americana de Medicina el 27 de septiembre de 2006
- [9]. RODRÍGUEZ, Luis. Curso Básico de Electrocardiografía. Jarpyo Editores. Málaga. 2005.
- [10]. BRAUNWALD, H. Tratado de Cardiología. 5ª edición. Barcelona. 1988. pág. 115-164.
- [11]. GONZÁLEZ, José. Tutorial de Electrocardiograma. Servicio de Cardiología UCC. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela
- [12]. MORRIS, Francis; EDHOUSE June; BRADY William. Abc of clinical electrocardiography. BMJ Publishing Group 2003.
- [13]. NATIONAL INSTRUMENTS, <http://www.ni.com/labview/esa/>
- [14]. HEWLETT-PACKARD, <http://www.absolutemed.com/Medical-Equipment/Patient-Vital-Signs-Monitors/HEWLETT-PACKARD-HP-M1176A-MODEL-64-PATIENT-MONITOR-ECG?cpao=115>

BIOGRAFIA



Erazo, Juan Carlos. Nació en Quito, el 13 de diciembre de 1982. Obtuvo su título de Bachiller en Ciencias especialización Físico Matemáticas en el colegio particular "Policía Nacional", Sus estudios superiores los realizó en la Escuela Politécnica Nacional, obteniendo el título de Ingeniero en Electrónica y Control. Actualmente presta servicios en calidad de instructor de Laboratorio de Física en el departamento de Formación Básica.



Vicente Romero, Kleber. Nació en Quito, el 03 de agosto de 1982. Obtuvo su título de Bachiller Técnico Industrial especialidad Electrónica en el Instituto tecnológico Superior Central Técnico, Sus estudios superiores los realizó en la Escuela Politécnica Nacional, obteniendo el título de Ingeniero en Electrónica y Control. Actualmente presta servicios en el Observatorio Astronómico de Quito.

Robin Álvarez Rueda



Nacido en Cayambe, Ecuador, en 1969. Ingeniero en Telecomunicaciones, graduado de la Escuela Politécnica Nacional, Quito - Ecuador, 1995; M.Sc. en Telecomunicaciones por la Universidad de Cantabria, Santander - España, 2001; Ph.D en Telecomunicaciones por la Universidad Politécnica de Madrid-España, Enero-2006. Su interés desde hace seis años está en el campo de la bioingeniería.