

Artículo Científico

<https://doi.org/10.52428/20758944.v11i33.722>

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES

DESING AND IMPLEMENTATION OF A VITAL SIGNS MONITOR

Isabel Angélica Morales Ledezma (1)
Marcelo Greby Rojas Fernández (2)
Daniel André Bosco Saavedra (3)

RESUMEN

Este artículo describe el desarrollo de un sistema electrónico de adquisición y procesamiento de signos vitales para la monitorización de pacientes. Estos son: la frecuencia de pulso, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria; adicionalmente, se tiene la visualización de la curva pletismográfica obtenida por medios ópticos.

La obtención de la frecuencia de pulso se realizó de forma indirecta, a través de técnicas de pletismografía para medir las variaciones del flujo arterial, producto de la actividad realizada por el corazón. La temperatura corporal se obtuvo a partir de un sensor de temperatura en contacto con la piel. Por último, la frecuencia respiratoria se obtuvo mediante un sensor de temperatura conectado apropiadamente a una fosa nasal, el cálculo se realiza mediante el cambio de temperatura entre el aire espirado e inspirado en un tiempo determinado.

La implementación del sistema capaz de realizar la monitorización de estos parámetros, además de la visualización de la onda pletismográfica, se los representa por medio de una interfaz a una computadora

personal donde se visualizan los resultados en el monitor, refiriéndose a este, como un monitor de signos vitales.

Palabras clave: Sistemas de monitoreo. Monitor de signos vitales. Signos vitales. Monitorización de paciente.

ABSTRACT

This article describes the electronic system development for acquiring and processing vital signs for patient monitoring. These are pulse rate, body temperature and respiratory rate; additionally, there is the visualization of the plethysmographic curve obtained by optical means.

Obtaining pulse rate was made indirectly through the techniques of plethysmography to measure changes in blood flow resulting from the activity performed by the heart. Body temperature was obtained with a temperature sensor in contact with the skin. Finally, a breathing frequency was obtained by a properly connected to a nostril temperature sensor; calculation was made by the change in temperature between the exhaled and inhaled air at a given time.

1. Ing. Biomédica. Directora del Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad del Valle – Cochabamba.
imoralesi@univalle.edu
2. Ing. Biomédico.
Docente de la Facultad de Informática y Electrónica – Cochabamba.
grebyrojas@gmail.com
3. Estudiante de Ingeniería Biomédica.
Universidad del Valle – Cochabamba.
daniel_bosco15@hotmail.com

Páginas 66 a 70

Fecha de recepción: 21/03/15

Fecha de aprobación: 13/04/15

The implementation of the system is capable of monitoring these parameters, and the plethysmographic waveform display, which are represented by means of an interface to a personal computer where the results are displayed on the monitor, referring to this as a monitor of vital signs.

Keywords: Monitoring systems. Vital Signs Monitor. Vital signs. Patient Monitoring.

INTRODUCCIÓN

“Los signos vitales (SV) son valores que permiten estimar la efectividad de la circulación, de la respiración y de las funciones neurológicas basales y su réplica a diferentes estímulos fisiológicos y patológicos. Los SV son la cuantificación de acciones fisiológicas, como la frecuencia y ritmo cardíaco (FC), la frecuencia respiratoria (FR), la temperatura corporal (TC), la presión arterial (PA o TA) y la oximetría (OXM)” (1).

Para obtener algunos de estos parámetros fisiológicos, existen diversas técnicas como la fotoplethysmográfica, que se basa en la transmisión de la luz con longitudes de onda específicas a través de una porción del tejido. La cantidad de luz varía de acuerdo al paso de la sangre a través de las arterias que atraviesan el tejido, midiendo esta variación se encuentra la frecuencia de pulso (2).

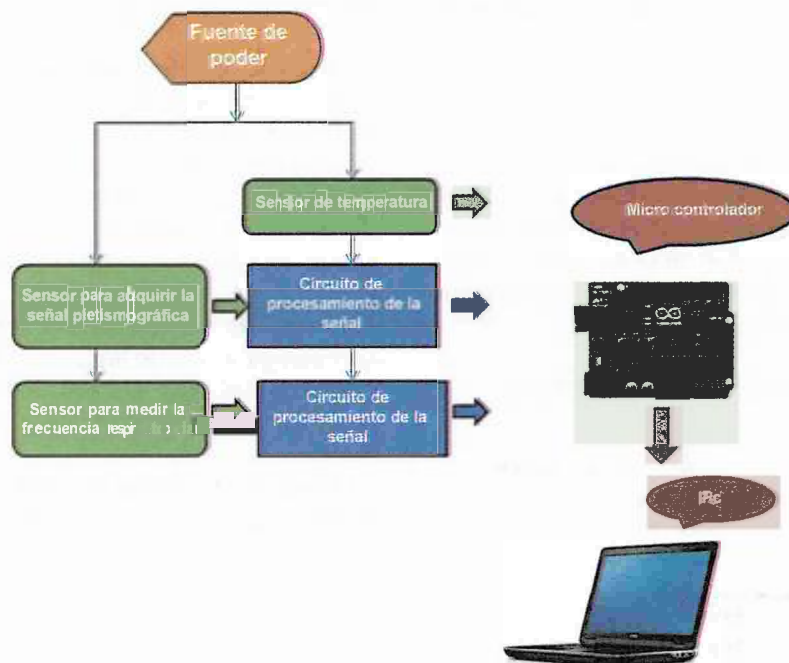
La temperatura corporal, constituye una variable importante a tener en cuenta durante el diagnóstico, ésta se mantiene en el organismo dentro de un rango normal muy estrecho, la temperatura normal es de $37^{\circ}\text{C} \pm 0.3^{\circ}\text{C}$ (3). La temperatura corporal es controlada por el hipotálamo, a través de la termorregulación que realiza el equilibrio entre los mecanismos de termogénesis y termólisis que actúan sobre la temperatura del cuerpo. La temperatura corporal puede variar dependiendo del lugar donde es medida, siendo así que puede ser mayor para una medida realizada en la cavidad oral que en la axila o membrana timpánica por ejemplo (4).

La frecuencia respiratoria es otro parámetro importante, ya que éste nos brinda información sobre el sistema respiratorio. La frecuencia respiratoria es la cantidad de veces que una persona introduce oxígeno a su cuerpo mediante la inhalación y elimina el dióxido de carbono por medio de la exhalación durante un minuto (5). La frecuencia respiratoria considerada normal de una persona en reposo va desde las 12 a las 15 respiraciones por minuto (6).

DESARROLLO

En esta sección se hace referencia a todo el proceso implementado para cumplir con los objetivos planteados. Para esto se siguió el siguiente esquema.

Figura Nº 1. Diagrama de bloques



Fuente: Elaboración propia. 2014.

La figura N° 1 muestra el diagrama de bloques del sistema: en naranja, la fuente de alimentación eléctrica; en verde, la adquisición de los parámetros fisiológicos a partir de los sensores; en azul, el tratamiento analógico de las señales obtenidas; y en rojo, la digitalización previa al procesamiento de la señal para la cuantificación de las variables de interés y representación gráfica

A. Fuente de alimentación

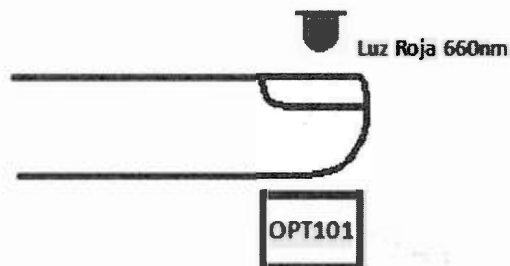
Para la alimentación eléctrica, el sistema requiere dos voltajes simétricos y de componente continuo (+/-5V). Esto es necesario para el funcionamiento de los amplificadores operacionales utilizados en el tratamiento analógico de la señal. Por otro lado, +5V, energía proporcionada a los sensores ópticos, de temperatura, de adquisición de frecuencia respiratoria y otros componentes. Se agregaron diodos de protección a la salida para proteger tanto al circuito como al paciente de posibles corrientes de fuga.

B. Frecuencia de pulso - Señal pletismográfica

La obtención de la frecuencia de pulso inicia con la adquisición de la señal pletismográfica a través de un sensor óptico, que por las características y disponibilidad en el mercado se selecciona el OPT101. "Este sensor está compuesto de dos partes: un fotodiodo con un rango de respuesta lineal para longitudes de onda de 550 nm hasta los 1 000 nm es decir, del 50% de su máxima salida; y un voltaje de respuesta que va desde casi cero (el error en periodo oscuro) hasta aproximadamente el 80% del voltaje con el que es alimentado" (7).

El método para adquirir la señal comienza con un led rojo debajo del dedo índice, de esa manera el sensor, del lado contrario, mide la variación del haz de luz roja que atraviesa el dedo de la mano (Figura N° 2). Las diferentes capas de la piel tienen distintos niveles de absorción lumínica, una longitud de onda de entre 600 y 1 300 permite llegar a tejidos más profundos, esto permite observar atenuaciones en la sangre.

Figura N° 2. Posición sensor OPT101



Fuente: Elaboración propia. 2014.

B.1. Tratamiento de la señal

Un amplificador de instrumentación (AD620) se utiliza para pre-amplificación de la señal pletismográfica, a continuación, el tratamiento, básicamente tiene dos etapas: filtrado y amplificado. El filtrado se realiza para un rango de frecuencias de 0.5Hz a 20Hz. La ganancia total máxima de la amplificación es de 13 350 veces, siendo variable de 1 350 a 13 350.

Para el posterior procesamiento de la señal, digitalización, es necesario una configuración encargada de elevar la señal y por seguridad, un diodo de señal (1N4001) para evitar que componentes de la señal negativos en la conversión analógica digital que realiza el microcontrolador (ATMEGA 328).

C. Adquisición de la temperatura corporal

"El LM35 es un sensor de temperatura con una precisión calibrada de 1°C. Su rango de medición abarca desde -55°C hasta 150°C. La salida es lineal y cada grado centígrado equivale a 10mV por lo tanto" (8), es un componente ideal para la adquisición de la temperatura corporal. Este sensor de temperatura, no requiere de circuitos adicionales para ser calibrado externamente e instalarlo en un circuito microcontrolado.

El sensor de temperatura entrega información del paciente de manera continua. Los datos censados son enviados para su digitalización por el canal analógico del microcontrolador para su procesamiento.

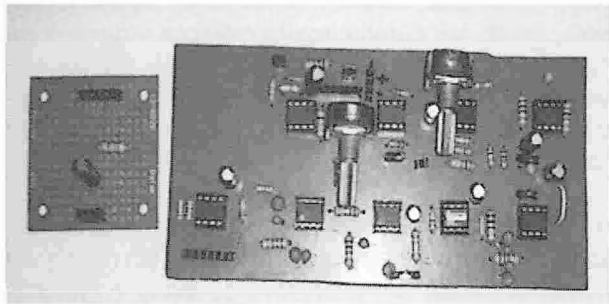
D. Adquisición de la frecuencia respiratoria

Para la adquisición de la frecuencia respiratoria se usa también el LM35. La diferencia reside en el método de obtener las mediciones a partir las variaciones de temperatura en la cavidad nasal, producto de la entrada de aire con temperatura del exterior ambiental y la salida de aire a temperatura corporal del interior.

El tratamiento de esta señal consta de un amplificado con una ganancia de factor de 15; un filtro pasa bajos pasivo para eliminar entradas interferentes con una frecuencia de corte de 1Hz.

La figura N° 3 muestra el circuito dedicado a la adquisición y procesamiento de la señal en su totalidad.

Figura N° 3. Tarjeta de Adquisición de datos



Fuente: Elaboración propia. 2014.

E. Procesamiento de datos

El microcontrolador (ATMEGA 328) se encarga de recibir los datos de la curva pletismográfica en base a la cual se realiza una detección de picos en la señal (los puntos más altos de ésta), los cuales vendrían a ser la perfusión de sangre en el dedo, producto de la sístole del corazón, se calcula la inversa del periodo entre picos y se multiplica ésta por un factor de 60, resultando en la frecuencia de pulso. Después, sobre el valor censado del LM35, se realiza la conversión para el cálculo de la temperatura corporal.

Luego se toma el dato proveniente del circuito de frecuencia respiratoria para detectar los picos correspondientes en intervalos de 15 segundos. Se multiplica este número por un factor de 4 y obtiene la frecuencia de respiraciones por minuto.

Después de realizar el cálculo de los parámetros fisiológicos, estos datos se codifican mediante letras y son enviados al computador personal de forma serial a 9 600 baudios.

G. Diseño del software

El programa se realizó en Visual Basic, lenguaje de programación dirigido por eventos y en un entorno gráfico. El diseño de software en la computadora tiene dos funciones: la visualización de los parámetros fisiológicos y la gestión la base de datos.

La recepción de los datos transmitidos por el microcontrolador se realiza mediante un protocolo de comunicación serial asíncrono a 9 600 baudios. Debido a la codificación de los datos, se verifica la cabecera de cada trama para clasificar el tipo de información y que representan.

La gestión de la base de datos (Figura N° 4) realiza consultas mediante SQL, como opciones principales se tiene la introducción de nuevos pacientes, búsquedas, edición y supresión de campos. Estos datos son

importantes para el historial clínico y el seguimiento en el tiempo de diferentes pacientes.

Figura N° 4. Interfaz base de datos

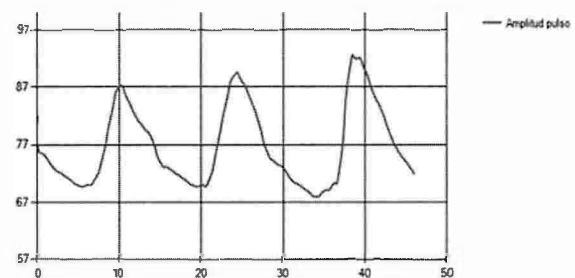
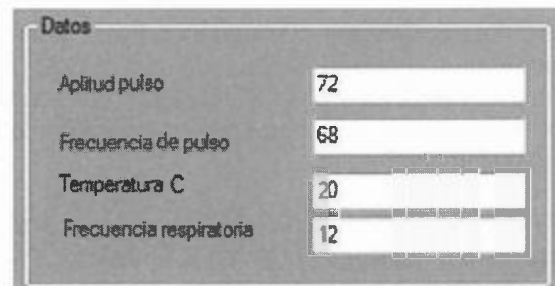
NOMBRE	EDAD	PESO	Frecuenciapulso	Temperatura	Frecuenciaresp
Alejandro	25	60	72	37	16
Mario	80	70	0	0	0
Juan	34	80	68	20	12

Fuente: Elaboración propia. 2014.

RESULTADOS

Los resultados más representativos se muestran en las figuras a continuación. La figura N° 5 muestra los parámetros fisiológicos monitorizados, frecuencia de pulso, temperatura corporal y frecuencia respiratoria complementados en la parte inferior con la visualización de la señal pletismográfica que representa la variación en volumen debida a la perfusión de las arterias, producto de la sístole del corazón.

Figura N° 5. Parámetros de monitorización



Fuente: Elaboración propia. 2014.

CONCLUSIONES

Se realizó la implementación de un sistema que permitiera adquirir los datos de frecuencia de pulso, curva pletismográfica, frecuencia respiratoria, temperatura corporal y se representó esta información en una interfaz gráfica junto a una base de datos para almacenar los datos adquiridos de los pacientes en el tiempo y lugar previamente establecidos.

Para la consecución del proyecto es de vital importancia el manejo de tres etapas, las cuales se refieren al manejo del hardware necesario para adquirir una señal, tratarla y procesarla. Es importante mencionar que en el tratamiento de la señal pletoométrica se emplearon filtros pasivos pasa altos con una frecuencia de corte de 0.1 Hz para restablecer la línea base y eliminar el componente en continua de la señal.

Se reforzó el conocimiento en el manejo de operaciones lógicas dentro un microcontrolador, en este caso, con el objetivo de realizar cálculos de la información adquirida y procesar ésta para la comunicación con el

computador. Además del manejo de lenguaje en alto nivel Visual Basic, en un entorno gráfico para la representación de los parámetros fisiológicos y gestión de una base de datos. Esto sin mencionar los conocimientos fisiológicos sobre los parámetros que se desean adquirir y como éstos operan en el cuerpo humano.

Los cálculos tanto de frecuencia de pulso, de frecuencia respiratoria y de temperatura se calculan dentro del microcontrolador, con el objetivo de lograr en futuros trabajos un sistema autónomo para que el sistema opere sin la necesidad de un computador.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Juliana Villegas González, et al, "Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente", in Archivos de Medicina, Universidad de Manizales, Colombia, 2012 pp 221-240.
<https://doi.org/10.30554/archmed.12.2.10.2012>
- (2) Pablo Daneri, "Oxímetros de pulso (satuómetros)", in Electromedicina, 1ra ed, Editorial HASA, Argentina, 1980.
- (3) Dr. Ricardo Gazitúa, "Del examen físico general: Temperatura" [Online], Manual de semiología, Universidad Católica de Chile, Chile, (2007) disponible en <http://escuela.med.puc.cl/Publ/ManualSemiologia/200Temperatura.htm>.
- (4) Dr. Ángel Luis García Villalón, "La regulación de la temperatura" [Online], Fisiología II, Universidad Metropolitana, Mexico, (2003) disponible en: http://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/fundamentos/nervioso/tertermorregulac.htm
- (5) J. Canet "Fisiología respiratoria" [Online], (2006) disponible en: <http://www.scartd.org/arxius/fisioresp06.pdf>.
- (6) Diana Godoy, "Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de señales", [Online] Colombia, (2010) disponible en <http://www.dalcame.com/wdescarga/frecuencia.pdf>
- (7) MONOLITHIC PHOTODIODE AND SINGLE-SUPPLY TRANSIMPEDANCE AMPLIFIER, Texas Instruments Inc, Dhallas, TX, 2003.
- (8) LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors, Texas Instruments Inc, Dhallas, TX, 2014.

Fuentes de financiamiento: Esta investigación fue financiada con fondos de los autores.

Declaración de conflicto de intereses: Los autores declaran que no tiene ningún conflicto de interés.

Copyright (c) 2015 Isabel Angélica Morales Ledezma; Marcelo Greby Rojas Fernández; Daniel André Bosco Saavedra.



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumendelicencia](#) - [Textocompletodelalicencia](#)