

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE MONITOREO INALÁMBRICO PARA SEÑALES BIOMÉDICAS

Lina Marcela Arias Castaño ¹, Jorge Alberto Gómez Gómez ²

¹Ingeniera en Instrumentación y control del Politécnico Jaime Isaza Cadavid. Ingeniera de proyectos en la empresa Automatización LTDA, email: lina.marcela84@gmail.com.

²Ingeniero en Instrumentación y control del Politécnico Jaime Isaza Cadavid. Gerente de Logic Electronics, email: jor9e@hotmail.com.

RESUMEN

Este artículo trata las etapas de adquisición, procesamiento y transmisión vía inalámbrica a una estación remota de una señal biomédica análoga como la frecuencia cardiaca, para ser objeto de estudio de médicos o personal del área de la salud. Este trabajo beneficia a pacientes que se encuentran en lugares lejanos o de difícil acceso, también tiene aplicabilidad en deportistas que requieren que sean monitoreados para análisis de rendimiento físico, de esta manera se generan nuevas formas de atención en materia de salud de una forma oportuna e influyendo en la toma de decisiones sobre traslados y/o atención especializada, además facilitando la observación continua a pacientes que lo necesitan.

Palabras clave: Señal biomédica, control de ganancia, red inalámbrica LAN, telemetría biomédica, atención remota.

Recibido: 15 de Abril de 2009. Aceptado: 30 de Junio de 2009

Received: April 15, 2009 Accepted: June 30, 2009

DEVELOPMENT OF A WIRELESS MONITORING SYSTEM FOR BIOMEDICAL SIGNALS

ABSTRACT

This article describes the acquisition, processing and transmission phases from analog signal like a heart frequency to monitoring central where the signal can be analyzed by doctors and others specialists in health area. This project helps patients located in remote places and sports that need to be monitored for analysis in physical performance, in this way generate new forms of health care in a timely and influencing decisions on transfers and / or specialized care, also providing continuous observation of patients in need.

Keywords: *Biomedical signal, control gain, wireless network LAN, biomedical telemetry, remote care.*

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años el avance en la microelectrónica y el rápido desarrollo de las tecnologías de la información y la comunicación (TICs), han abierto innumerables posibilidades en el intercambio de la información en materia de salud, haciendo posibles nuevas formas de asistencia, incluso realizadas a distancia entre el profesional médico y el paciente [1]. Cada vez más pacientes acuden a consultas online. Los médicos ahora pueden compartir la información en tiempo real. Casos como las heridas, dermatitis, otitis o dolores de garganta, actualmente pueden ser examinados por médicos con cámaras digitales a través de Internet, en turnos que cubren las 24 horas día [2], [3]. La telemedicina es usada con más frecuencia en zonas rurales, asilos de ancianos, cruceros, prisiones, el ejército y las misiones espaciales [2].

Para el desarrollo de la telemedicina, una de las etapas fundamentales, es el diseño de equipos que permitan el monitoreo inalámbrico de bioseñales, para su posterior transmisión por redes de datos como Internet. En este sentido, se han desarrollado gran cantidad de investigaciones, desde sistemas de monitoreo de una sola variable fisiológica [4], [5], [6], hasta completas centrales de monitoreo [7].

En este artículo se presenta el diseño de un sistema para el monitoreo inalámbrico de señales biomédicas, específicamente del pulso cardiaco, dada su importancia como signo vital en el diagnóstico médico y el entrenamiento deportivo [8], este equipo permite la visualización, registro y análisis de esta señal lo cual es importante para realizar intervenciones oportunas en pacientes ambulatorios, hospitalizados e inclusive en deportistas [9]. El prototipo se diseñó como una alternativa tecnológica, que suple la necesidad de un sistema de monitoreo de bajo costo; además, este equipo se desarrolló con un subsistema de control automático de ganancia.

2. ETAPAS DEL PROTOTIPO

La función del corazón es bombear sangre al cuerpo. El ritmo del bombeo se realiza por medio de los impulsos eléctricos que corren por el músculo [10]. La actividad del corazón consiste en la alteración sucesiva de un movimiento de

contracción llamado sístole, y uno de relajación llamado diástole [11].

La frecuencia cardiaca se mide con un pulsómetro, dispositivo electrónico que a través de un sensor de luz infrarroja mide las variaciones de la sangre en cada pulsación adquiriendo las señales en el tiempo. Durante la sístole, se bombea sangre aumentando el volumen e impidiendo que la luz fluya libremente desde el emisor hasta el receptor del sensor, durante la diástole, el volumen de sangre disminuye y la absorción de luz alcanza su punto mínimo [12]. Dado que el pulsómetro es no invasivo, favorece su uso generalizado en diversos servicios hospitalarios [13].

En el contexto de las emergencias uno de los principales problemas es asegurar una ayuda a tiempo que puede estar asociado al riesgo de muerte o secuelas graves. En este sentido hay que determinar los factores que, como el uso de las telecomunicaciones puedan influir en la toma de decisiones sobre traslados y atención especializada, además facilitar la observación continua a pacientes que lo necesitan [7]. El diseño de este prototipo permite transmitir tanto la señal como la frecuencia cardiaca mediante una red inalámbrica permitiendo el intercambio de información y generando nuevas formas de asistencia en materia de salud [7], incluso realizada a distancia entre los médicos y el paciente.

2.1 Adquisición y filtrado de la señal biomédica

El equipo permite medir la cantidad de latidos cardiacos que tiene una persona por minuto, para lograrlo, se tomó la señal del cuerpo por medio de un sensor infrarrojo detectando las variaciones en la cantidad de sangre que fluía a través de los capilares en cada latido [4].

Los sensores se ubicaron en la base de una pinza, donde la persona a la que se le realiza la medición introduce su dedo índice, el receptor detecta la luz infrarroja que es emitida por el diodo emisor y transmitida a través de la parte palmar del dedo [14].

La pulsometría está basada en dos principios: la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina que presentan una absorción de luz infrarroja (espectrofotometría) y por lo tanto es observado el cambio en el volumen de la sangre en los tejidos (la

absorción de luz varía durante el pulso es decir, pletismografía) [12]. Esta pequeña cantidad de luz Infrarroja llega al receptor y viaja a través de la piel, músculo, terminales nerviosos y tejido celular subcutáneo. La mayor parte de estos factores se mantienen constantes y no varían, la sangre que fluye a través de los capilares varía con el tiempo de acuerdo al ritmo cardíaco [15].

Una característica de las señales biomédicas es su reducida amplitud, lo que hizo necesario el uso de amplificadores de instrumentación de precisión de *Texas Instruments*, con características de SNR - 120 dB [16].

La señal es filtrada con un pasa bajos que tiene una frecuencia de corte de 10Hz, e ingresada a un dsPIC para realizar la conversión analógica - digital de la señal a 12 bits con una frecuencia de muestreo de 500 muestras por segundo.

2.2 Procesamiento digital de la señal biomédica

2.2.1 Procesamiento de ganancia automático

Se realizó un ajuste de ganancia en la etapa de amplificación de la señal ya que se presentó una variabilidad en el color y la textura de la piel, por lo tanto la señal de onda no se visualizaba con la misma ganancia en todos los pacientes.

El color de la piel es un aspecto importante a tener en cuenta y es producido por la melanina. En los humanos la melanina es un pigmento de color negro o pardo negruzco en forma de gránulos que tienen un diámetro aproximado de menos de 800 nanómetros y existe en el protoplasma de ciertas células de los vertebrados; a ella deben su coloración especial el pelo, el recubrimiento de la retina en los ojos también se encuentra en la médula espinal y sobre todo es determinante primario en el color de la piel humana. Algunos animales y humanos no tienen o tienen muy poca melanina en sus cuerpos, la cual es una condición conocida como albinismo [17].

El haz emitido por el diodo no traspasa completamente los materiales oscuros o negros debido a que la longitud de onda de la luz infrarroja se encuentra en los 900 nanómetros y por esto se absorben las radiaciones luminosas. En materiales claros o transparentes el haz luminoso traspasa el

objeto haciendo saturar al fototransistor y dependiendo de la intensidad de la luz, estos valores cambian [18].

Otros aspectos que se tuvieron en cuenta fueron, el tamaño, la piel, músculo, terminales nerviosos y tejido celular subcutáneo, estos no variaron durante el sensado, fue la sangre que fluyó a través de los capilares que varió con el tiempo de acuerdo al ritmo cardíaco.

Entre las distintas personas existe una diversidad de texturas a las cuales se les debía hacer un ajuste de ganancia de acuerdo a las características de sus dedos, para esto se pensó en diseñar un control, implementado en un dsPIC con el fin de hacer un auto ajuste de ganancia y de esta manera facilitar la medición de la frecuencia cardíaca sin importar el color y la forma de los dedos de los pacientes.

2.2.2 Algoritmos de control

Debido a que los avances en la teoría y la práctica del control aportan los medios para obtener un desempeño óptimo de los sistemas dinámicos, mejorar la productividad, aligerar la carga de muchas operaciones manuales, repetitivas y además permite resolver problemas específicos de regulación y de seguimiento con una mejor relación de funciones de supervisión, monitoreo y tratamiento de datos, casi todos los equipos médicos poseen sistemas de control con el fin de optimizar su funcionamiento y tener una respuesta mucho más confiable [19].

El diseño del controlador pretende tratar la señal cardíaca para mejorar la ganancia mientras se esté haciendo la medición. El diagrama de bloques del sistema se observa en la figura 1 y 2.

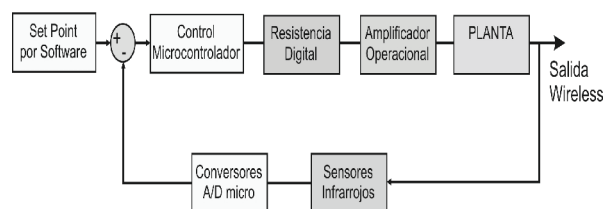


Figura 1. Diagrama del lazo de control

Para el diseño del controlador se tomó un circuito capaz de simular los latidos mediante una señal sinusoidal. La constante de tiempo equivalente del controlador fue al menos tres veces menor al

periodo de las pulsaciones para no afectar la dinámica normal de la frecuencia cardiaca. Una resistencia digital ajustó la ganancia del amplificador para tener señales de la onda hasta 5 voltios.

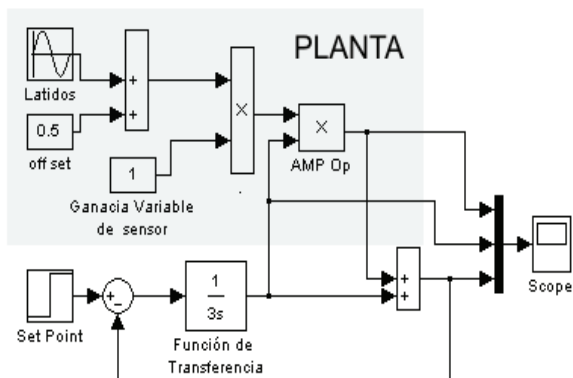


Figura 2. Diagrama de bloques de la simulación del sistema.

Al realizar la medición de la frecuencia cardiaca, se adquirieron señales del orden de milivoltios, por esto se debió aumentar la ganancia de amplificación en un factor de 1000 [20], que a su vez incrementó el nivel de DC. La máxima amplificación se ajustó de modo de que la señal fuera lo más grande posible pero sin que se saturara, esto dió como resultado un *set point* o punto de ajuste igual a 4 o 4.5 Voltios, de este modo se diseñó un controlador cuyo objetivo fuera mantener la señal al máximo de ganancia sin que se sature la onda y de esta manera visualizar los pulsos de acuerdo al paciente. La respuesta del controlador ante un escalón de 4.5 voltios, se puede observar en la figura 3.

2.2.3 Detección de la frecuencia cardíaca

Después de obtener la señal filtrada y ajustada a un determinado *offset* se procedió a calcular la frecuencia cardiaca (se refiere a la cantidad de latidos del corazón).

Para obtener la frecuencia cardiaca se utilizó un algoritmo detector de umbral al cual se le ingresaron los siguientes parámetros:

Threshold: Nivel de umbral de activación.

Width: Especifica el número consecutivo de datos ingresados al polinomio de mínimos cuadrados

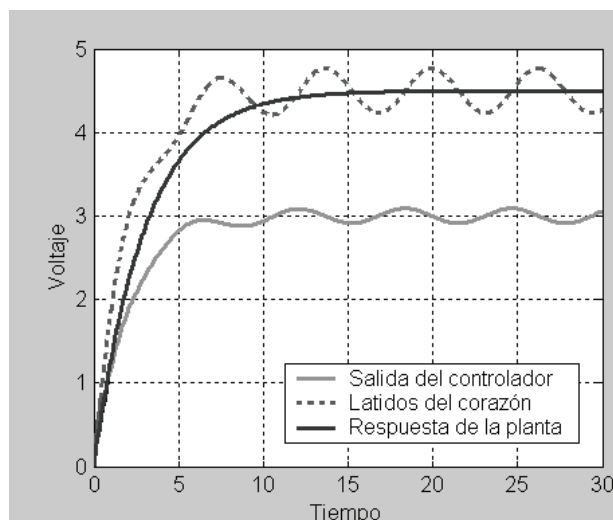


Figura 3. Grafica de la respuesta del controlador ante un escalón de magnitud de 4.5 voltios

El umbral de activación funciona en conjunto con la salida del control, de este modo si se presenta algún cambio de ganancia a la entrada del sistema, el umbral cambia activamente evitando la pérdida de algún pico o un latido del corazón, de esta manera se contaron los picos máximos equivalentes a los latidos del corazón durante un periodo de un minuto, obteniendo el valor de pulsaciones/min.

3. TELEMETRÍA BIOMÉDICA

La telemetría de un paciente no involucra simplemente el registro desde un monitor central, hoy día se pretende un monitoreo de los signos de pacientes ambulatorios, y de pacientes reclusos en sus casas. El registro de las señales biomédicas es útil porque permite llevar a cabo un análisis de la evolución en base a los signos del paciente.

Para la implementación inalámbrica del sistema se optó por utilizar módulos inalámbricos XBee ya que poseen la ventaja de formar redes, estableciendo nodos de jerarquía mediante un coordinador, *routers* y dispositivos finales, de esta manera se pudieron conectar varios módulos, con el fin de simular los pacientes en un hospital. Un diagrama de la etapa inalámbrica, se observa en la figura 4.

En el proyecto se utilizaron tres módulos emisores y un receptor XBee, el primer módulo transmisor se

conectó al dsPIC del pulsómetro como módulo final, mediante el protocolo UART a una tasa de 9600 baudios, los dos módulos transmisores restantes se conectaron a computadores portátiles simulando la generación de las ondas del corazón, el módulo receptor se configuró como coordinador para lo que se utilizó una dirección de 16bits para la asignación de la red de área personal PAN, el coordinador asigna automáticamente un PAN ID a cada módulo transmisor, también llamado por XBee “módulo final”.

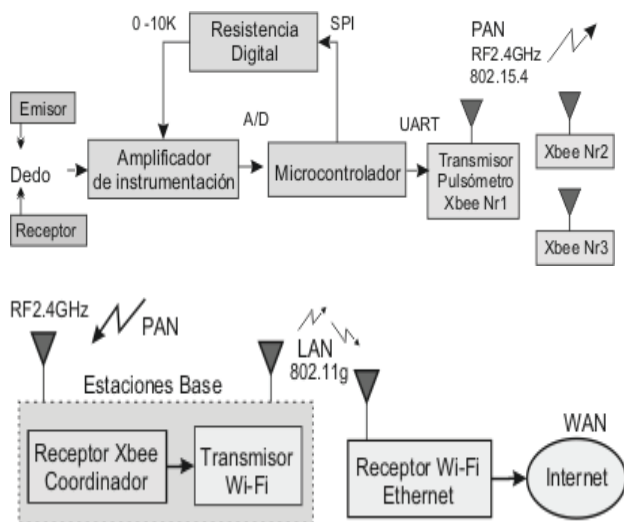


Fig. 4. Diagrama de bloques de la etapa de transmisión inalámbrica.

El módulo coordinador principal de XBee está conectado a un *router* inalámbrico donde nuevamente las señales de todos los usuarios conectados en red se transmiten inalámbricamente, mediante un transmisor Wi-Fi. De esta manera queda conformada una red de área local para el sistema.

Como complemento al sistema de monitoreo, se diseñó una interfaz grafica para que el personal del hospital pueda observar todos los usuarios conectados en la red y el valor de la frecuencia cardiaca de cada paciente, adicionalmente la señal de los latidos del corazón. En la figura 5 se observa algunos detalles de esta interfaz grafica en la función de monitoreo cardiaco.



Fig. 5. Interfaz grafica de usuario para el monitoreo.

4. RESULTADOS

El control de ganancia se comportó de manera esperada haciendo un ajuste automático cada vez que se realizaba un cambio de usuario en el pulsómetro.

Para dedos con poca melanina, la ganancia de amplificación fue mínima en un rango de 20% a 40% y para dedos de tono oscuro o con mucha melanina, el ajuste de ganancia tendía a ser máximo en un rango de 80% a 100% del factor de amplificación.

5. CONCLUSIONES

La frecuencia cardiaca es un buen indicador de la intensidad del esfuerzo realizado en aquellas actividades físicas y deportivas que inciden directamente sobre el sistema cardiovascular por esto el pulsómetro es una buena herramienta que permite, durante el entrenamiento, recoger y analizar información sobre el esfuerzo realizado. Además, permite controlar la intensidad y la duración, de la actividad física y de la recuperación. Luego de realizar diferentes pruebas, se pudo observar que el dispositivo arroja resultados confiables. El mayor porcentaje de error se encontró en una mala posición del dedo, sobretodo cuando no se introduce lo suficiente en la pinza o cuando se realiza un movimiento brusco.

Los módulos de transmisión inalámbrica XBee

cumplieron un papel fundamental en la implementación del sistema ya que su reducido tamaño y bajo consumo de corriente permitió realizar un prototipo ergonómico, donde se integró completamente un sistema embebido capaz de analizar y transmitir la frecuencia cardíaca del paciente.

Se pudo concluir que mediante este sistema se disminuyen los traslados innecesarios y acceso a especialistas aunque existen riesgos de efectos adversos por fallos en la transmisión y/o pérdida de información relevante para el diagnóstico.

6. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue parcialmente financiado por el Politécnico Colombiano Jaime Isaza Cadavid, mediante el proyecto de investigación de microcuantía 2061080194.

7. REFERENCIAS

- [1] S. Benot López y E. Briones Pérez, "Telemedicina. Aplicaciones En Urgencias", Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía, Diciembre 1999, Sevilla.
- [2] Crece el uso de la "telemedicina" en Estados Unidos. Disponible en: www.clarin.com [Consultado el 28 de Marzo de 2006]
- [3] MyMD Healthcare online Personal Physicians. Disponible en: www.mymd.com. [Consultado en Diciembre de 2008]
- [4] Bustamante, C., Jara, W., Yapur, M. Diseño y construcción de un contador de ritmo cardíaco, basado en un principio óptico. En: Revista tecnológica. Vol. 15. Num. 1. Diciembre 2002. Disponible en: http://www.rte.espol.edu.ec/archivos/Revista_2002/Revista_2002_Vol_15_N_1_Art10.pdf
- [5] Electrocardiógrafo inalámbrico basado en 802.11. 2003. Disponible en: <http://www.revistaesalud.com/index.php/revistaesalud/article/viewArticle/12/137>. [Consultado el 15 de abril de 2008]
- [6] Rubiano, J., Aguilar, N. Sistema telemétrico de monitoreo cardíaco y variables hombre-máquina aplicado al ciclismo. 2005. Disponible en: <http://www.memsocbio.sld.cu/habana2005/arrepdf/T023.PDF>. [Consultado el 20 de junio de 2008]
- [7] Niubó, I., Mulet, M., Santos, H., Gual, T., Rodríguez, A. Transmisión de Datos Fisiológicos a una central de Monitoreo, VI congreso de la sociedad Cubana de bioingeniería 2005. Disponible en: <http://www.memsocbio.sld.cu/habana2005/arrepdf/T051.PDF>.
- [8] Pulsometro: Entrenamiento con pulsometro. Disponible en: <http://www.entrenamientos.org/News.html>. [Consultado el 30 de Junio de 2005]
- [9] Velásquez, J. García M., Gómez G., Valores de referencia de saturación arterial de oxígeno mediante pulso-oximetría. Vol. 6, Cap17. Bucaramanga, 2003.
- [10] Álvarez, L. Diplomado Metrología Biomédica (Memorias), Hospital Universitario San Vicente de Paúl, Octubre 2005, Medellín.
- [11] Vélez, A., Rojas, W., Borrero, J., Restrepo, J. Manual de Electrocardiografía. Ed.CIB. Quinta edición 2003. Capitulo 1.
- [12] General Electric Medical Systems, Manual Service Dash 3000/4000. Information technologies, 2002. Pp. 2.-15.
- [13] Arias, L. Manual de guía rápida Hospital Universitario San Vicente de Paúl. Hospital Universitario San Vicente de Paúl, Medellín-Colombia 2005. pp. 51-58.
- [14] Carr, J., Brawn, J. Introduction to Biomedical Equipment Technology. Prentice Hall, 2000, Cap 1.
- [15] Tortora, G. Principios de Anatomía y Fisiología, Quinta Edición. Editorial Harla 1989. pp.88-120.
- [16] Pallás, R. Adquisición y distribución de señales. Marcombo, Barcelona, 1993.
- [17] Hamilton, A.J., Gomez, B.L. Melanins in fungal pathogens. J. Med. Microbiol . 2002 pp. 53 - 189.
- [18] Rivier, J., Gil, A., Jiménez, C., Cubillo, A. Robot Gat 1, Prueba de Velocistas. Disponible en: <http://www.depeca.uah.es/alcabot/alcabot2002/documentos/ponencias/vel009.pdf> . [Consultado el 3 de junio de 2008]
- [19] Ogata, K., Ingeniería de Control Moderna, Prentice Hall, Cuarta edición , 2003 Cap1.
- [20] Texas Instruments Semiconductor Data Manual, "Instrumentation Amplifier INA337" Burr-Brown Products for Texas Instruments. 2002 Disponible en: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina337.html>.