

Yapur A., Miguel Ing.
Alvarado P., Xavier Egdo.
Escuela Superior Politécnica del Litoral

RESUMEN

Al igual que equipos similares ya existentes en otros países, este diseño fue iniciado hace ocho años y se interrumpió por problemas ajenos al mismo, pero que incidieron en su ejecución. La falta de componentes electrónicos apropiados en nuestro mercado, fue la principal causa para detener el proyecto en ese entonces.

A diferencia de equipos similares y que cumplen la misma función, éste es un diseño original, barato y al alcance de nuestro medio, ya que en él se emplean elementos hoy comunes en el mercado electrónico actual.

Su principal función es la de sensar la frecuencia con la que está latiendo el corazón y detectar la ocurrencia de cualquier tipo de arritmia, pudiendo ser ésta una taquicardia o una bradicardia, que pueda poner en peligro la vida de la persona cuyo ritmo está siendo sensado. Cuando una anomalía es detectada, la alarma se activa mediante enlace de onda de radio, energizando ya sea un indicador visual o audible o un marcador telefónico automático, que alerte a terceras personas para que acudan en auxilio del afectado.

El sistema está constituido por un amplificador de señales cardíacas, un multivibrador monoestable, un comparador de ventana, un transmisor FM, un receptor sintonizado y un sistema de alarma.

ABSTRACT

In the same way of other equipment that exist in the world, this design was initiated since eight years ago, but it was interrupted by problems out of the control of any project that fall upon in its execution. The principal obstacle was the lack of electronic components in our market in that time.

In spite of the stock of equipment that make a similar function, our design is original, cheap and within reach of the people in our country, because it uses common electronic components that exist in our actual market.

The principal function is the measurement of the human heart frequency and the detection of any "bradycardia" or "tachycardia" that can be dangerous for the patient that is using our prototype. Whether the patient that is using our prototype has a change in his cardiorythmus a radiowavelink is activated.

The system consist of a heart signal amplifier, a one-shot circuit, a window comparator, a FM transmitter, a sintonized receiver and an alarm system.

INTRODUCCION

El alto índice de personas que aousan una dolencia cardíaca en nuestro país, nos motivó a preocuparnos por realizar el diseño y la construcción de un alertador cardíaco con similares características a los ya existentes en otros países, pero aminorando costos, para que pudiera estar al alcance de personas de limitados recursos y que un mayor número de centros hospitalarios cuenten con este sistema ambulatorio y así poder ayudar a salvar algunas vidas más.

Entre las principales enfermedades cardíacas podemos anotar latidos prematuros atriales y ventriculares, taquicardias paroxismales ventriculares y atriales, fibrilaciones atriales y ventriculares además de la ausencia de las ondas del complejo QRS.

ACTIVIDAD ELECTRICA DEL CORAZON

El corazón está constituido por tejido muscular organizado en cuatro

cámaras. Estas cámaras tienen cuatro válvulas de un solo sentido para separar las cámaras y los vasos sanguíneos que sacan sangre de él. Las dos cámaras superiores del corazón se llaman aurículas o atrios, y reciben la sangre de los pulmones (la aurícula izquierda) o del cuerpo (aurícula derecha); la función primordial de las aurículas es maximizar el llenado de los ventrículos (cámaras inferiores) con sangre, para que sea expulsada fuera del corazón. El ventrículo derecho envía la sangre a los pulmones para que se oxigene, mientras que el ventrículo izquierdo envía la sangre oxigenada al cuerpo a través de arteria aorta.

Para que funcione eficientemente la acción bombeadora del corazón, debe existir una coordinación apropiada, que es efectuada por grupos especializados de células cardíacas, que generan y conducen impulsos eléctricos.

La actividad eléctrica del corazón comienza con un voltaje, generado en forma espontánea por un grupo de células excitables, localizadas en la parte superior del atrio derecho; este grupo es llamado nodo sino-atrial, más conocido como nodo S-A. El impulso eléctrico alcanza otro grupo de células especializadas, conocido como nodo atrio-ventricular (nodo A-V), que produce un pequeño retardo de la señal eléctrica. Este retardo es esencial para permitir que los ventrículos se llenen completamente con sangre que viene de las aurículas, antes de contraerse para bombearla fuera del corazón. El nodo A-V permite que, con este retardo, la contracción auricular ocurra antes de la ventricular, ya que el elemento mecánico de la contracción de la musculatura atrial es más lento que conducción eléctrica. Después, el impulso eléctrico pasa a los ventrículos a través de un camino especial llamado haz de His, y finalmente es dispersado en la musculatura ventricular mediante las fibras de Purkinje, produciéndose de esta manera la contracción de los ventrículos y el bombeo de la sangre hacia el cuerpo y los pulmones.

La figura # 1 permite visualizar la ubicación de los componentes del sistema de conducción eléctrica en el corazón.

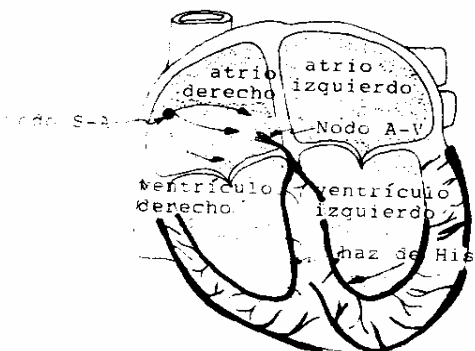


fig. 1.- El corazón.

FRECUENCIA CARDIACA Y RITMO CARDIACO

Para tener un mejor concepto de lo que es la frecuencia cardíaca y el ritmo cardíaco los vamos a explicar en detalle.

La frecuencia cardíaca es el número de veces que late el corazón en un tiempo base, en nuestro caso ese tiempo base es el minuto.

La frecuencia cardíaca normal de una persona es de sesenta latidos por minuto. Si esta persona se relaja lo suficiente o se duerme, su frecuencia cardíaca puede descender hasta cuarenta y cinco latidos por minuto y si está muy activa o haciendo deporte, su frecuencia cardíaca puede aumentar hasta ciento diez latidos por minuto.

Si acaso esta persona está despierta y en actividad, y su frecuencia cardíaca desciende bruscamente, entonces decimos que la persona está sufriendo una bradicardia y si continúa por tiempo prolongado, podría producirse un paro cardíaco; por el contrario, si acaso la persona se encuentra despierta y en actividad y su frecuencia cardíaca se acelera bruscamente, decimos que esta persona está sufriendo una taquicardia que si prosigue por tiempo prolongado podría originar un ataque cardíaco.

Podemos determinar la frecuencia cardíaca expresada en Hz, que no es otra cosa que el resultado de dividir para sesenta el número de latidos por minuto.

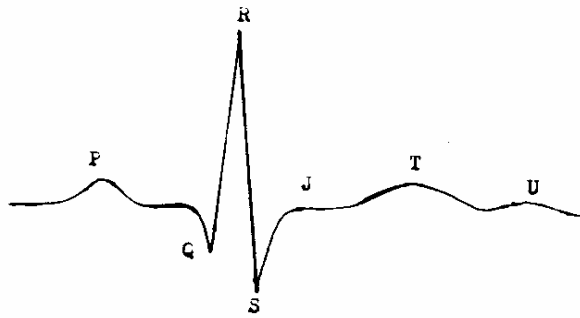
$$\text{frecuencia} = \frac{\text{\# de latidos por minutos}}{60} \quad [\text{Hz}]$$

Es decir que el rango de frecuencia cardíaca que hemos escogido para activar la alarma de nuestro alertador está entre 0.5 y 2 Hz (entre 30 latidos por minuto como mínimo y 120 latidos por minuto como máximo).

El ritmo cardíaco es la ocurrencia en tiempos fijos de cada una de las acciones que componen la onda cardíaca, es decir que la sistole y la diástole sean como el tic tac de un reloj. El hecho de perder el ritmo cardíaco, significa que el tiempo de ocurrencia de dos sistoles no es el mismo tiempo de ocurrencia de dos diástoles.

LA ONDA CARDIACA

La mejor manera de entender lo que estamos persiguiendo con este prototipo, es describir la señal cardíaca que va a ser sensada y que presentamos en la figura #2.



- La onda P representa la onda de despolarización de las aurículas. Esta onda es generalmente positiva.

- El intervalo PR, que va desde el inicio de la onda P hasta el punto en que comienza el complejo QRS.

- La onda Q, que puede estar presente o no en la onda cardíaca; es la primera onda negativa después de P, siempre que antes no se produzca una onda positiva.

- La onda R, es la primera onda positiva después de P, exista onda Q o no.

- La onda S, es una onda negativa después de R y está unida a ella.

- El complejo QRS, es el conjunto de las ondas Q, R y S, y representa la despolarización de los ventrículos.

- El segmento ST es el intervalo entre el fin del complejo QRS (aún cuando no exista onda S) y el inicio de la onda T.

- La onda T, generalmente positiva, representa la repolarización del miocardio.

- La onda U, a veces visible, representa una repolarización lenta y tardía, ligada al reajuste de la concentración de electrolitos en las células miocárdicas.

- La zona J, en el inicio de la onda T, se marca como crítica y peligrosa. Si en esta zona ocurre un pulso externo corriente o una "extrasístole", pueden originarse arritmias graves.

fig. 2 Señal de un electrocardiograma.

DISEÑO DEL SISTEMA

Para poder sensar la onda cardíaca, es necesario amplificarla por lo menos 1000 veces, ya que su máximo voltaje pico es de apenas 1 mV. La amplificación la hemos dividido en dos

partes: la primera es la de amplificar 1000 veces la señal cardíaca y filtrar señales de ruido que podrían molestar más adelante en el circuito; en la segunda procedemos a amplificar nuevamente esta señal 3 veces.

Una vez amplificada la señal, lo que hacemos es rectificarla, ya que lo que nos interesa es sensar el número de picos R por minuto que está generando el corazón del paciente.

Los picos R pasan a un sensor de nivel, el cual hace que se active un circuito que emite una señal cuadrada uniforme cada vez que se detecta un cambio de nivel de voltaje a su entrada. Esto se hace para eliminar el paso de la onda T, que de tener un valor alto podría producir un error en la medición de la frecuencia, ya que se producirían dos pulsos en vez de uno, por lo que además colocamos un filtro pasa altos, que evitará el paso de esa onda.

La señal cuadrada pasa a un circuito integrador, para así hacer una conversión de frecuencia a voltaje. Este voltaje será sensado en un comparador de ventana, el cual de acuerdo a un nivel de voltaje máximo y un nivel de voltaje mínimo previamente calibrados, activará un oscilador, cuyos pulsos son transmitidos a través de una radio de frecuencia modulada que puede ser escuchada en cualquier radio FM en la frecuencia de 108 MHz.

Los pulsos emitidos por el oscilador son captados en un radio receptor previamente sintonizado, en el cual se cuenta el número de pulsos que se están recibiendo. Al llegar un primer pulso, se activa un circuito temporizador, el cual si no se han recibido un número de pulsos fijo en un minuto (en nuestro caso, diez), desactiva el sistema en espera de otro pulso que llegue al receptor. Si el número de pulsos llegara a ser diez, se activará la alarma.

Los bloques de este prototipo pueden ser apreciados en la figura #3.

FACTORES

Para evitar mayor cantidad de ruido en nuestro circuito fue necesario colocar un filtro "PASA BAJOS" en su entrada para lo cual utilizamos la fórmula:

$$F = \frac{1}{2\pi RC}$$

donde R y C son los valores de la resistencia y la capacitancia que se encuentran a la entrada del amplificador diferencial mediante el cual realizamos la primera amplificación de la onda cardíaca.

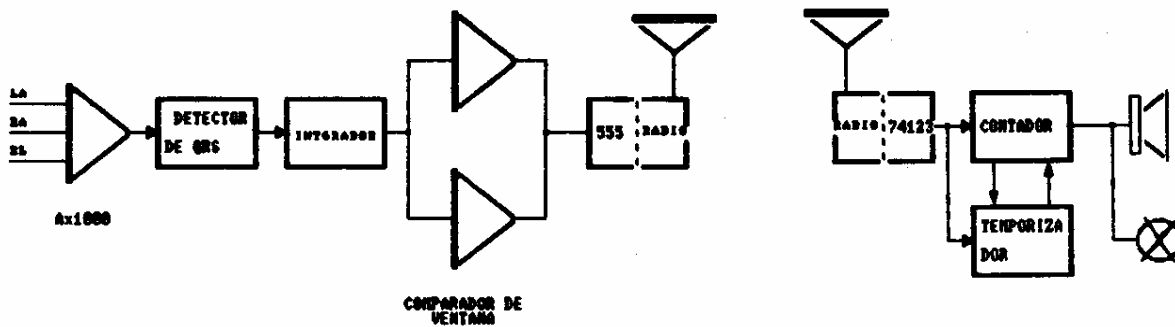


Fig. 3-Diagrama de bloques.

Si la frecuencia de corte debe ser de 150 Hz y la capacitancia es de 0.1 μ F entonces, luego de despejar R (resistencia), la fórmula nos queda:

$$R = 1/2 * 3.141592654 * 0.1 * 10^{(-6)} * 150$$

$$R = 1/9.425 * 10^{(-5)}$$

$$R = 10.61 \text{ K}\Omega$$

Para determinar la ganancia de nuestro amplificador diferencial tenemos la siguiente fórmula:

$$A = R1/R$$

Donde R es la resistencia en la entrada del amplificador y que es la misma de nuestro filtro "PASA BAJOS" de la entrada, mientras que R1 es la resistencia de amplificación.

Como debemos amplificar 1000 veces la señal de entrada, entonces $A = 1000$

Por tanto:

$$A = 1000 = R1/10 * 10^{(3)}$$

$$R1 = 1000 * 10000$$

$$R1 = 10 * 10^{(8)} \text{ ohmios}$$

Para establecer el nivel de trabajo de nuestro amplificador operacional que es un NORTON LM3900, utilizamos la fórmula:

$$V_{dc} = R4/R1$$

En este caso un nivel apropiado de voltaje están en el rango entre 1.5 y 2 voltios, ya que el pico máximo de la señal cardíaca amplificada será de 1 V, entonces por diseño tomamos el valor medio del rango apropiado, en este caso 1.7 Vdc. Ver figura 4.

Por tanto:

$$V_{dc} = 1.7 = R4/10 * 10^{(6)}$$

$$R4 = 1.7 * 10 * 10^{(6)}$$

$$R4 = 17 * 10^{(6)}$$

Para determinar el ancho del pulso en nuestro circuito de disparo tenemos la fórmula que se utiliza en este caso para el circuito integrado 74LS123 y teniendo una capacitancia mayor a 1000 pF:

$$T = 0.45 * R_t * C_{ext} \text{ [nseg]}$$

T es el ancho del pulso del disparo y R_t (resistencia externa) está en Kohmios.

C_{ext} (capacitación externa) está en pico faradios.

Por tanto:

$$T = 0.45 * 1000 * 10^{(3)} * 1800000 * 10^{(-12)}$$

$$T = 0.72 \text{ [seg]}$$

Este lapso de tiempo para el ancho del pulso de disparo es el apropiado, ya que al producirse una elevación de la frecuencia cardíaca a 120 pulsaciones por minuto o más, logramos que el circuito de disparo se mantenga con un voltaje constante a su salida, lo que permite la activación del oscilador.

CONSTRUCCION

Para la construcción de este prototipo utilizamos materiales comunes existentes en nuestro mercado nacional como resistencias de carbón,

capacitores de cerámica, de tantalio y electrolíticos, y los circuitos integrados que se utilizan fueron escogidos por su adaptación al circuito que está polarizado con + 5V.

Además fue necesario el diseño de la placa de circuito impreso que contendrá el circuito y su adecuación en un empaque conveniente para su uso.

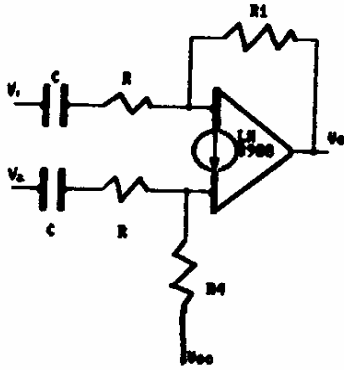


Fig.4.- Amplificador Operacional NCR10N.

CONCLUSIONES

Es satisfactorio poder afirmar que el objetivo que nos habíamos propuesto al iniciar el trabajo de diseñar y construir un alertador cardíaco ha sido cumplido en un 100 %.

Mediante el prototipo que hemos desarrollado y que hemos descrito es posible controlar la frecuencia cardíaca de un paciente a distancia, permitiéndose un control más riguroso y además dándole mayor tranquilidad al paciente que lo está utilizando.

En lo referente a los materiales y elementos utilizados como fue planteado desde un principio, han sido únicamente circuitos convencionales comunes en nuestro mercado actual que permiten que el costo de este prototipo sea barato.

REFERENCIAS

- (1) ELECTRONICA. Medellín: Susaeta Ediciones & CIA. LTDA, 1988.
- (2) Crosswell, F. y otros. BIOMEDICAL INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, Prentice Hall Inc. Englewood Cliffs, N.J., 1983.

- (3) Driscoll, F. y otros. OPERATIONAL AMPLIFIERS AND LINEAR INTEGRATED CIRCUITS, Prentice Hall Inc. Englewood Cliffs, N.J., 1982.
- (4) Gyton, A. BASIC HUMAN PHYSIOLOGY W.B. Saunders Company. Philadelphia Pa, 1977.

BIOGRAFIAS



YAPUR, Miguel Ing.: nació en Guayaquil en Septiembre 1 de 1957. Se graduó de Ingeniero Electrónico en la ESPOL en 1983. En 1983 recibió el título de Master en Ciencias de la Ingeniería Biomédica, después de estudiar en la Universidad de Texas en Arlington (UTA) y en el Centro de Ciencias de la Salud de la Universidad de Texas en Dallas (UTHSCD) conjuntamente. En 1987 obtuvo el certificado de Ingeniero Clínico luego de realizar cursos especiales en UTA y de trabajar como interno en el departamento de Ingeniería Clínica del Hospital Harris Metodista de Fort Worth. Desde 1983 trabaja como profesor de la Facultad de Ingeniería en Electricidad de la ESPOL, y desde 1987 está dedicado a preparar ingenieros electrónicos especializados en Electrónica Médica. En 1989 fue galardonado por la Cámara Junior como Joven Profesional Sobresaliente por su contribución al Desarrollo Científico y Tecnológico del país. En 1991 organizó las I Jornadas en Electrónica Médica a nivel nacional llevadas a cabo en la ESPOL. Desde 1988 es Asesor Electrónico de Diario EL TELEGRAFO. Es miembro del IEEE, de la BMES y del CRIEEL.



ALVARADO, Xavier Ego: nació en Guayaquil el 25 de Diciembre de 1964. Sus estudios superiores los realizó en la Escuela Superior Politécnica del Litoral, habiendo egresado de la Facultad de Ingeniería en Electricidad en Febrero de 1992. Fue ayudante académico del Laboratorio de Sistemas Digitales y del Laboratorio de Microprocesadores de la ESPOL. Trabajó en DIMATRONIC S.A. entre 1988 y 1990 desarrollando kits electrónicos para colegios técnicos.