

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN CONTADOR DE RITMO CARDIACO, BASADO EN UN PRINCIPIO OPTICO

Camilo Bustamante¹, Wilmo Jara², Miguel Yapur³

RESUMEN

En el presente artículo se resume el proceso de diseño y construcción de un contador del ritmo cardíaco, el cual es un dispositivo que sirve para cuantificar la cantidad de pulsos o latidos cardíacos de una persona en un minuto. Este dispositivo es desarrollado a partir del análisis de la duración del período de una muestra de ocho pulsos. La forma en que se adquiere la señal desde el cuerpo humano es la misma que se utiliza en los dispositivos similares que se encuentran en el mercado; lo que difiere en este diseño es la forma en que se procesa y se analiza la muestra, para finalmente obtener un valor del parámetro sensado. El dispositivo diseñado tiene incorporada una pinza (portadora de un par emisor - sensor infrarrojos), en la que el individuo interesado en tomarse la medición deberá ingresar el dedo índice, tomándole al aparato aproximadamente 8 segundos para registrar un valor. El diseño del dispositivo se lo ha dividido básicamente en dos partes, una analógica y otra digital. El circuito analógico consta de la pinza receptora, una etapa de filtrado y amplificación y, un sistema de comparadores que transforman la señal analógica en una digital. La etapa digital se compone básicamente de una máquina secuencial asincrónica, cuyo elemento principal es un conjunto de EEPROMs y un arreglo de contadores que se encargan de mostrar la cuenta de los pulsos en un sistema de indicadores. Finalmente, se presenta un análisis de las ventajas que presenta el utilizar este dispositivo en lugar del método manual tradicional de los doctores o inclusive de otros dispositivos que realizan esta misma función y que se encuentran en el mercado.

1. INTRODUCCION

El presente trabajo trata del diseño de un contador de ritmo cardíaco, el cual es un dispositivo capaz de cuantificar la cantidad de pulsos o latidos cardíacos que tiene una persona por minuto; este parámetro se lo determina a partir del análisis de la duración del período de una muestra de ocho pulsos. La forma en que se adquiere la señal del cuerpo humano es la misma que se utiliza en el resto de dispositivos de este tipo que se encuentran en el mercado; lo que cambia es la forma en que se procesa y analiza la muestra a fin de obtener un valor en los indicadores visuales.

2. CRITERIOS Y CONCEPTOS APLICADOS PARA DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

Como ya se mencionó, este proyecto tiene el objetivo de medir la cantidad de latidos cardíacos que tiene una persona por minuto, y para lograr esto primero debe recoger alguna señal del cuerpo. Con este fin se utilizan un par emisor-detector de infrarrojos; uno es el transmisor y otro el receptor, los que captan las variaciones en la cantidad de sangre que fluye a través de los capilares, con cada latido cardíaco. Esta señal será luego procesada y preparada para su posterior análisis. Dado que la señal proviene del cuerpo, en esta parte se presentan ciertos conceptos sobre el sistema circulatorio y su relación con la frecuencia cardíaca. Se tratará de guardar en todo momento relación con el dispositivo desarrollado.

^{1,2} Ingeniero en Electricidad especialización Electrónico

³ Ingeniero en Electrónica, M.Sc. en Ingeniería Biomédica, Profesor de la FIEC, ESPOL

Principio de funcionamiento del dispositivo

Podemos decir que el funcionamiento de la máquina en diseño se basa en la aplicación de dos criterios. El primero se lo aplica para recoger la señal del cuerpo, mientras el segundo es el que se aplica para que una vez obtenida la señal, analizarla y posteriormente poder cuantificar la cantidad de latidos por minuto.

El primer criterio de diseño, como ya se mencionó, trata de la utilización de dos elementos infrarrojos, uno transmisor y otro receptor; ambos van ubicados en la base de una pinza, donde introducirá el dedo la persona a tomarse la medición. Cuando la persona introduce el dedo en la pinza, el receptor captará la luz infrarroja, emitida por el diodo emisor y transmitida a través de la parte palmar del dedo que esté en contacto con ambos elementos, [2]. Esta pequeña cantidad de luz infrarroja que llega al receptor se conduce a través de la piel, músculo, terminales nerviosas, capilares y tejido celular subcutáneo. La mayor parte de estos factores se mantienen constantes y no varían; es la sangre que fluye a través de los capilares y que varía con el tiempo, de acuerdo al ritmo cardiaco, [3], la que hace cambiar la cantidad de luz que percibe el receptor. Una vez captada la señal, es filtrada y amplificada aproximadamente unas 1000 veces; luego ingresa a un comparador, y a la salida de éste entra a un transistor conectado como conmutador. De aquí se obtiene una señal digital, cuyos valores varían entre 0 y 5 voltios. Esta señal es un tren de pulsos, donde cada pulso corresponde a un latido y por ende, la frecuencia de éstos corresponderá a la frecuencia cardiaca. Así, se puede obtener una señal digital que responde al ritmo cardiaco de la persona que está siendo auscultada. En este punto, la señal ya está lista para ser ingresada al circuito digital que la analizará y cuantificará.

A continuación se referirá al segundo criterio, que trata del método utilizado para analizar la señal, y poder finalmente cuantificar la cantidad de latidos por minuto a partir de la muestra tomada. El procedimiento se basa en cuantificar la duración del periodo de ocho pulsos (cuando se habla de pulso, se refiere a un alto y un bajo, es decir un ciclo), para esto se utiliza un sistema de contadores. Esto se lo puede apreciar en la figura 1: cuando se presiona el botón INICIO, el

circuito digital está listo para procesar la señal inmediatamente después de detectar el primer flanco de bajo a alto; cuando ocurre esto, se inicia la cuenta de dos contadores, el primero de ellos tiene por señal de reloj la que se está analizando, es decir, llevará la cuenta de cuantos pulsos han ingresado al sistema desde que se presionó el botón INICIO. El segundo contador, recibe la señal de reloj de un circuito oscilador 555, cuya frecuencia se ha fijado en 400 hz; este contador inicia su cuenta en el mismo instante que el primero, y termina cuando han transcurrido ocho pulsos desde que se presionó el botón INICIO. Esto implica que al final de este proceso, el primer contador mostrará a sus salidas el ocho, mientras el otro (que está formado por un grupo de contadores en cascada), tendrá a sus salidas un número en binario, que ingresará a un sistema de memorias EPROM, que tienen cargado un programa, que convierte este número en la cantidad de latidos por minuto que corresponde y que será mostrada finalmente en los indicadores.

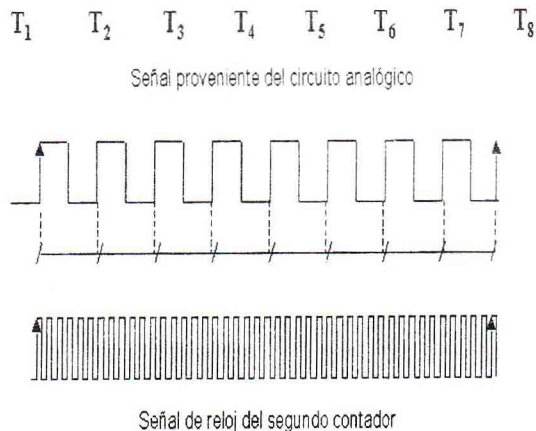


Figura 1.- Señales de Reloj que entran a los contadores

Diagrama de bloques del circuito

A continuación se muestra el diagrama de bloques del circuito:

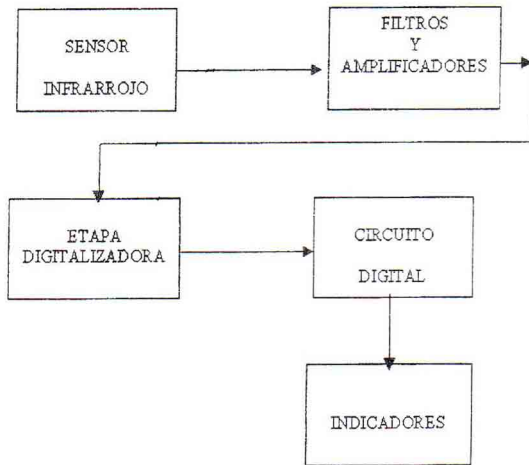


Figura 2.- Diagrama de Bloques del Circuito

3. DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO ANALÓGICO

A continuación se desarrollará un análisis detallado del circuito analógico diseñado con la finalidad de procesar la señal. Primero se muestra un diagrama de bloques del circuito, para a continuación profundizar en la descripción de las diferentes etapas de este.

Diagrama de bloques del circuito analógico

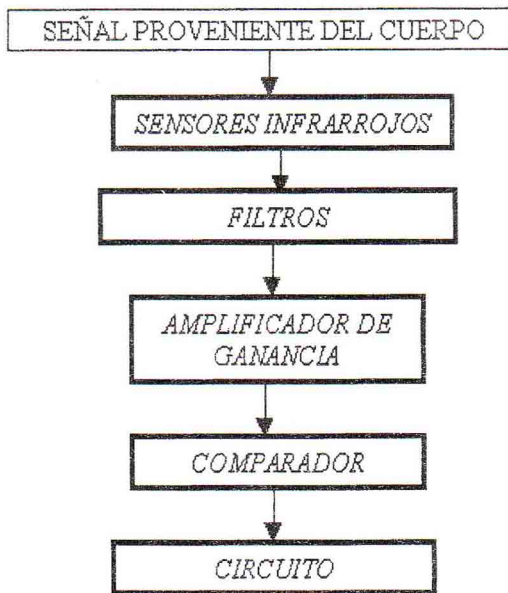


Figura 3.- Diagrama de Bloques del circuito analógico

En la figura 3, se puede apreciar el diagrama de bloques del circuito analógico, en el que se describen las diferentes etapas que intervienen en el procesamiento de la señal.

La señal obtenida del sensor infrarrojo, es acoplada al sistema de filtros y amplificadores mediante un seguidor unitario, [5], y luego esta señal ingresa al primer filtro. Este es un pasabanda, que da una ganancia de 10 para aquellas componentes de la señal cuya frecuencia cae dentro del rango admitido por el filtro.

La señal proveniente del seguidor unitario ingresa al primer filtro amplificador. En este circuito R_1 y C_1 trabajan como filtros pasa altos, mientras que R_2 y C_2 trabajan como pasa bajos. La función de transferencia del circuito es como sigue:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{JWC_1 R_2}{(JWR_1 + 1)(JWR_2 + 1)}$$

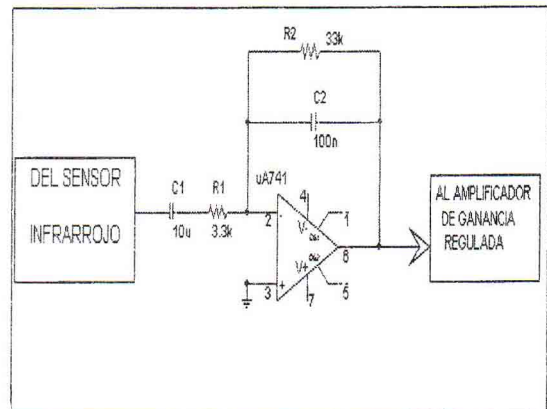


Figura 4.- Circuito filtro-amplificador

Haciendo el diagrama de Bode de la función de transferencia arriba indicada, se obtiene:

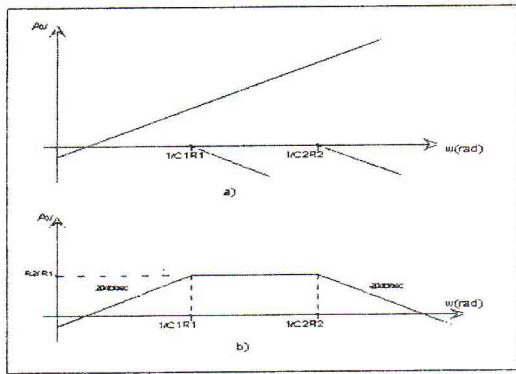


Figura 5.- a) Gráfico de polos y ceros de la Función de transferencia; b) Gráfico resultante de la suma de polos y ceros para un amplificador.

Observando el diagrama de Bode, se puede notar que la frecuencia de corte superior es:

$$f_H = 1/2\pi R_2 C_2$$

$$f_H = 4.82 \text{ Hz,}$$

mientras que la frecuencia de corte inferior es:

$$f_L = 1/2\pi R_1 C_1$$

$$f_L = 0.482 \text{ Hz}$$

Del mismo gráfico de Bode, se puede observar que los filtros dan una atenuación de 20 db/dec, para aquellas frecuencias que caen fuera del rango del pasabanda. Es por esta razón que se conectaron dos pasabandas idénticos en cascada, y así se obtiene un filtrado de 40 db/dec, [4], lo que convierte al conjunto en un filtro de mejor calidad (Figura 6).

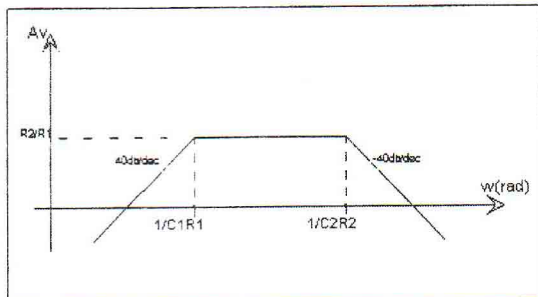


Figura 6.- Gráfico de la función de transferencia para los dos amplificadores conectados en cascada.

Como se puede deducir, para aquellas frecuencias que caen dentro de la banda permitida, la función de transferencia es:

$$V_o = \frac{R_2 V_1}{R_1}$$

Dado que la relación de R_2 con R_1 es de 10:1, cada filtro ofrecerá una ganancia de diez, para aquellas frecuencias que caen en el rango permitido. Dado el hecho de que se tienen dos filtros idénticos conectados en cascada, la ganancia total de ésta etapa será de 100. Un hecho importante en el diseño del circuito y que se debe enfatizar es el por qué se consideró fijar las frecuencias de corte tanto superior como inferior en los valores antes mencionados. Dichos números fueron establecidos de una forma empírica: se colocó en primera instancia un filtro variable y se empezó a cambiar el valor de la frecuencia de corte, hasta que se consiguió la señal más estable posible. De esta manera se determinaron los valores antes indicados.

4. ETAPA DIGITAL DEL CONTADOR DE RITMO CARDIACO

Como se mencionó en el punto 1, el dispositivo diseñado consta de dos etapas, una analógica y otra digital. En este punto se describirán las consideraciones que se tomaron para el diseño de esta como una máquina secuencial asincrónica, con una explicación de su funcionamiento, el análisis de sus entradas, salidas, señales de control y limitantes; también se presentará un diagrama de bloques y esquemático. Se describirán también los análisis desarrollados para escoger una frecuencia de conteo y el número de pulsos a ser muestreados para arrojar un valor del número de pulsos por minuto con un error aceptable. Para mayores detalles se puede consultar la referencia [1], en donde también se puede encontrar el diagrama ASM, con sus señales de control, la frecuencia de su reloj y los diagramas de tiempo.

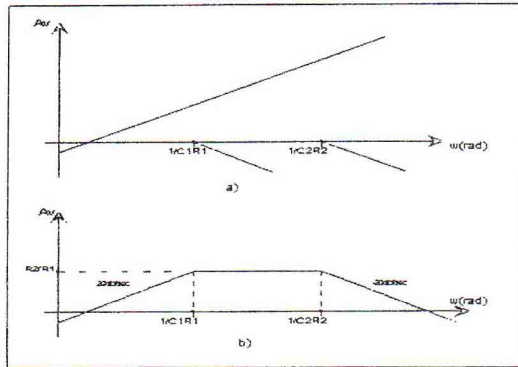


Figura 5.- a) Gráfico de polos y ceros de la Función de transferencia; b) Gráfico resultante de la suma de polos y ceros para un amplificador.

Observando el diagrama de Bode, se puede notar que la frecuencia de corte superior es:

$$f_H = 1/2\pi R_2 C_2$$

$$f_H = 4.82 \text{ Hz,}$$

mientras que la frecuencia de corte inferior es:

$$f_L = 1/2\pi R_1 C_1$$

$$f_L = 0.482 \text{ Hz}$$

Del mismo gráfico de Bode, se puede observar que los filtros dan una atenuación de 20 db/dec, para aquellas frecuencias que caen fuera del rango del pasabanda. Es por esta razón que se conectaron dos pasabandas idénticos en cascada, y así se obtiene un filtrado de 40 db/dec, [4], lo que convierte al conjunto en un filtro de mejor calidad (Figura 6).

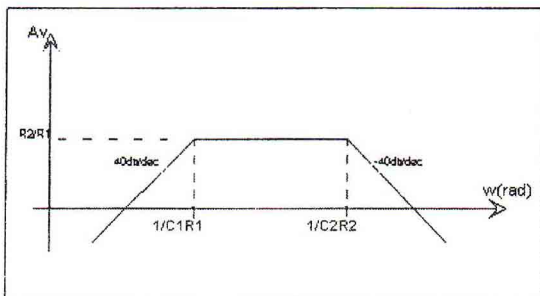


Figura 6.- Gráfico de la función de transferencia para los dos amplificadores conectados en cascada.

Como se puede deducir, para aquellas frecuencias que caen dentro de la banda permitida, la función de transferencia es:

$$V_o = \frac{R_2 V_1}{R_1}$$

Dado que la relación de R_2 con R_1 es de 10:1, cada filtro ofrecerá una ganancia de diez, para aquellas frecuencias que caen en el rango permitido. Dado el hecho de que se tienen dos filtros idénticos conectados en cascada, la ganancia total de ésta etapa será de 100. Un hecho importante en el diseño del circuito y que se debe enfatizar es el por qué se consideró fijar las frecuencias de corte tanto superior como inferior en los valores antes mencionados. Dichos números fueron establecidos de una forma empírica: se colocó en primera instancia un filtro variable y se empezó a cambiar el valor de la frecuencia de corte, hasta que se consiguió la señal más estable posible. De esta manera se determinaron los valores antes indicados.

4. ETAPA DIGITAL DEL CONTADOR DE RITMO CARDIACO

Como se mencionó en el punto 1, el dispositivo diseñado consta de dos etapas, una analógica y otra digital. En este punto se describirán las consideraciones que se tomaron para el diseño de esta como una máquina secuencial asincrónica, con una explicación de su funcionamiento, el análisis de sus entradas, salidas, señales de control y limitantes; también se presentará un diagrama de bloques y esquemático. Se describirán también los análisis desarrollados para escoger una frecuencia de conteo y el número de pulsos a ser muestreados para arrojar un valor del número de pulsos por minuto con un error aceptable. Para mayores detalles se puede consultar la referencia [1], en donde también se puede encontrar el diagrama ASM, con sus señales de control, la frecuencia de su reloj y los diagramas de tiempo.

Tabla I

ELEMENTO	NUMERO	COSTO
Memoria EPROM 2732	3	30.00
Memoria EPROM 2716	1	10.00
Display	3	4.80
Contadores 74161	4	4.00
Comparador 7485	1	1.00
Puerta AND 7408	1	1.00
FF TIPO D 74175	2	2.00
Temporizador 555	1	0.60
Inversores 7414	1	1.00
Pulsadores	2	0.60
LEDS	2	0.20
Resistencias	20	2.00
POT	2	1.00
Capacitores	9	1.80
Op-amp 741	1	0.60
LEDs infrarrojos	2	0.64
Integrado TL084	1	1.00
Transformador 110/24	1	4.00
Reguladores	3	1.80
Tarjeta perforada	2	2.00
Caja metálica	1	10.00
Pinza FINGER PROBE	1	10.00
Disipador	1	0.40
Tomacorriente	1	0.50
Cable de alimentación	1	1.00
Interruptor	1	0.50
TOTAL		92.44

6. CONCLUSIONES

Luego de realizar diferentes tipos de pruebas se puede garantizar que el dispositivo diseñado entrega valores bastante confiables. El mayor porcentaje de error se encontró debido a una mala posición del dedo de la persona auscultada, sobre todo cuando no lo introduce lo suficiente en la pinza, o cuando realiza algún movimiento brusco, mientras el dispositivo está muestreando la señal.

A pesar de que se trató de reducir al mínimo este problema, colocando la pinza en la cavidad con los sensores, se debe decir que el sistema de medición se puede ver afectado por este tipo de alteraciones.

La principal razón por la que el sistema diseñado introduce poco error, se debe al método utilizado para cuantificar la muestra. En lugar de contar un determinado número de pulsos en un intervalo de tiempo específico y luego multiplicarlo por un factor que permita determinar la cantidad de pulsos por minuto, en este diseño se analiza el tiempo de duración de una muestra, es decir, se contabiliza el tiempo que tarda un número determinado de pulsos, en este caso ocho, y luego se lleva a una proyección de 60 segundos. Con el primer método siempre se obtiene un múltiplo del factor por que se efectúa la multiplicación, mientras con el que aquí empleado se pueden lograr todos los valores posibles, con un margen de confianza alto.

Con la finalidad de hacer un análisis en lo referente a costos, se comparó el dispositivo diseñado con otros que se venden en el mercado y que realizan la misma función. Se determinó que el dispositivo aquí diseñado es mucho más barato. Esto es algo esperado y comprensible, a pesar de que, como todo prototipo el valor de su elaboración es mucho más elevado que cuando se producen en una mayor cantidad.

Además es posible abaratar mucho más el costo de producción, así como el consumo de energía y reducción del tamaño del dispositivo, utilizando un microcontrolador. Este no fue implementado en nuestro contador actual, porque para poder desarrollar y perfeccionar lo que sería la implementación de un integrado microcontrolador, hubiera tomado mucho más tiempo, y por ello, se prefirió utilizar principalmente las herramientas y conocimientos ya disponibles.

Los resultados obtenidos nos permiten vislumbrar que la vida profesional puede ser una constante investigación y esfuerzo por poner en práctica ideas que tengan aplicaciones y que puedan ser aprovechadas en beneficio de la comunidad.

7. BIBLIOGRAFIA

- [1] Jara, W., y, Bustamante, C., "Diseño y Construcción de un contador de ritmo cardíaco, basado en un principio óptico", Tópico de Graduación, Facultad Ingeniería Eléctrica, ESPOL, 2001
- [2] Carr J., y Brown, J., Introduction to Biomedical equipment technology, John Wiley & Sons, 1985
- [3] Tortora, G., Principios de Anatomía y Fisiología, Quinta Edición, Editorial Harla, 1989.
- [4] Coughlin, R., y, Driscoll, F., Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits, Prentice Hall, Inc. Englewood Cliffs, 1982.
- [5] Boylestad, R., y, Nashelsky, L., Electrónica Teoría de Circuitos, Prentice Hall Hispanoamericana, 1994.
- [6] Dirección en Internet::
www.search.pdf.acrobat.com
- [7] Von Maltzahn, W., y Yapur M., Medical Electronics. ESPOL, Guayaquil, 1987