

SISTEMA DE ULTRASONIDO PARA
LA DETECCION DE RUIDOS CARDIACOS FETALES

ING. LUIS HERNANDEZ GAONA
UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA.- IZTAPALAPA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA, AREA DE INGENIERIA BIOMEDICA

ING. HORACIO SOTO ORTIZ
UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA.- IZTAPALAPA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA, AREA DE INGENIERIA BIOMEDICA,

RESUMEN: No se tiene conocimiento de una fecha exacta, en que el corazón humano, inicia su trabajo de latir, sin embargo, la estadística de la embriología indica, que tal fenómeno ocurre a los 21 días, después de la fecundación. De este fenómeno en adelante el latido fetal puede servir como indicador de la vida del producto. Es por esto que se desarrolló un prototipo, que usando la técnica del ultrasonido se puede escuchar casi, en forma fiel los ruidos cardiacos.

A través de los ños, muchos dispositivos se han implementado para detectar el pulso fetal por medio de metodos no invasivos, sin embargo, el sistema que emplea ultrasonido ha demostrado sus bondades por sus características intrínsecas, es decir, para esta aplicación se emite un rayo ultrasónico de una frecuencia comprendida entre los 1.8 a 2.5 MHz a través del vientre materno; cuando este rayo alcanza el corazón fetal, parte de la señal es reflejada con un defasamiento de acuerdo al efecto Doppler, y puesto que el corazón es un músculo que está en constante movimiento, experimentando contracciones rítmicas, este defasamiento de la señal es precisamente la pauta que permite la detección, ya que de existir esta, se podrá procesar la señal de tal manera que se obtenga una gama de frecuencias audibles correspondientes al movimiento del corazón e idénticas a las que defasan el haz ultrasonico.

Las principales ventajas de este metodo saltan a la vista y son básicamente, que el rayo es direccionable y que el sonido del corazón no necesita propagarse hasta la superficie de la madre.

Cuando un rayo ultrasonico choca contra un cuerpo móvil, como lo es el corazón, parte de la señal reflejada es de acuerdo al principio Doppler, que es la frecuencia defasada generada por la frecuencia del latido, que en este caso es la del feto.

Así entonces la relación que determina la frecuencia de corrimiento doppler (fd.) está expresada como:

$$fd = \frac{2foV}{Vs}$$

Donde:

f_o = frecuencia del oscilador
 v = Velocidad del cuerpo reflejante
 v_s = Velocidad del sonido en el medio que se propaga.

De ésta manera el desfaseamiento en el rayo reflajado es proporcionado por el mismo movimiento que el corazón u organo efectuan. Este movimiento del cuerpo genera realmente un retardo en la señal reflejada, la cual se traduce en la detección del ruido fetal.

Reportes de detección muestran que es posible el reconocimiento de las pulsaciones en la mayoría de los casos entre la novena y decima semana de gestación, sin embargo, se han dado casos aislados de reportes de detección en la septima semana.

Así entonces este metodo de diagnóstico es valioso en casos de muerte fetal-- después del sexto mes de embarazo, particularmente en pacientes obesos donde el estetoscopio fetal no es siempre satisfactorio.

Es también usado en el diagnóstico de embarazo multiple y en la detección de angustia fetal durante labor.

Así entonces el desarrollo del prototipo fué planteado de tal manera que sus resultados fueran al menos iguales a los existentes en el mercado.

Utilizando un par de cristales se implemento la fijación de los mismos de -- tal forma que cumplan con las características de aislamiento ver fig. (1).

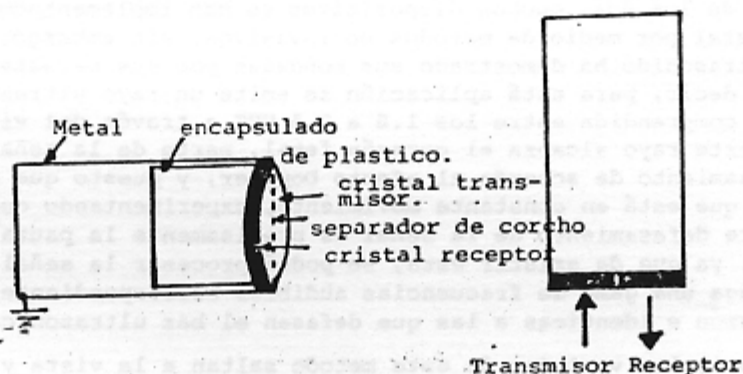


Fig. (1) Forma en la que se encapsulo el Cristal para su aislamiento al ruido, del tipo Satomera y Kane ko (1961).

Así entonces el cristal transmisor es excitado, el cual convierte la señal eléctrica en una onda de presión que se propaga a través de los tejidos de la madre hasta chocar con el corazón fetal es en este momento en donde no solamente parte de la energía es reflejada, sino también es defasada de acuerdo al principio doppler. Las señales reflejadas son recobradas por el receptor, el cual es otro cristal pizoeléctrico alojado al transmisor.

Las señales reflejadas y defasadas producen una suma de ondas en el receptor, esta señal mecánica recibida es convertida en señal eléctrica, la cual se encuentra modulada en amplitud.

Así entonces se plantea la necesidad de diseñar un circuito capaz de mejorar la señal recibida. De tal manera que se propone el siguiente sistema a bloques completos.

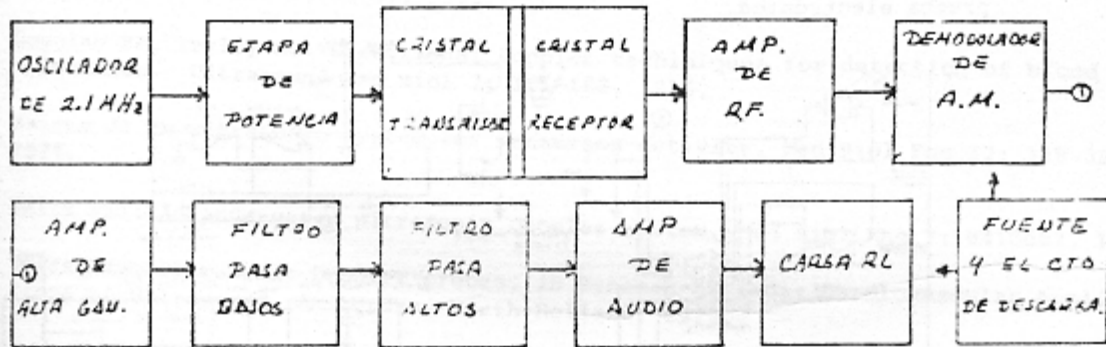


Fig. (2) Diagrama a bloques del sistema de ultrasonido completo.

El funcionamiento es el siguiente; se tiene un oscilador a base de compuertas a una frecuencia preajustable de 2.1 MHz, que está conectada a través de una etapa de potencia con el cristal transmisor, esta señal que se transmite, es recibida por un cristal receptor. Esta señal es procesada por el amplificador de R.F. de 30 dB el cual está centrado a una frecuencia de 2.1 MHz.

Como la señal se encuentra modulada en amplitud, es necesario pasarla a través de un demodulador constituido por un par de diodos y un circuito R-C centrado a una frecuencia de 1 KHZ, que es precisamente la principal frecuencia audible que el corazón fetal produce por sus contracciones y por el paso de la sangre a través del mismo.

Para evitar confusiones con movimiento propio de la madre o del mismo producto se implemento un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 2.2 KHZ y pendiente de 54 db así como de un filtro pasa altas con corte en los 300 HZ y con pendiente de 54 db ambos con amplificadores operacionales de bajo consumo, finalmente la señal es introducida a un amplificador de audio con conexión de conexión a una bocina de 16 ó a audífonos.

El sistema de alimentación está compuesto por dos baterías en serie de 9V., los cuales son conectados a un regulador de voltaje de 12V. Cuando las baterías han sido consumidas a un voltaje total de 13V., un diodo emisor de luz indica el remplazo de ellas.

También es posible que utilice baterías recargables y un cargador como eliminador para su uso durante el recargamiento de las baterías.

Para rastrear el pulso fetal es necesario aplicar una capa de algún aceite o crema, entre el vientre y el transductor para evitar que se formen burbujas de aire que puedan dañar la eficiencia de la propagación del ultrasonido.

De esta forma el prototipo queda de la siguiente manera como un diseño de prueba electrónica.

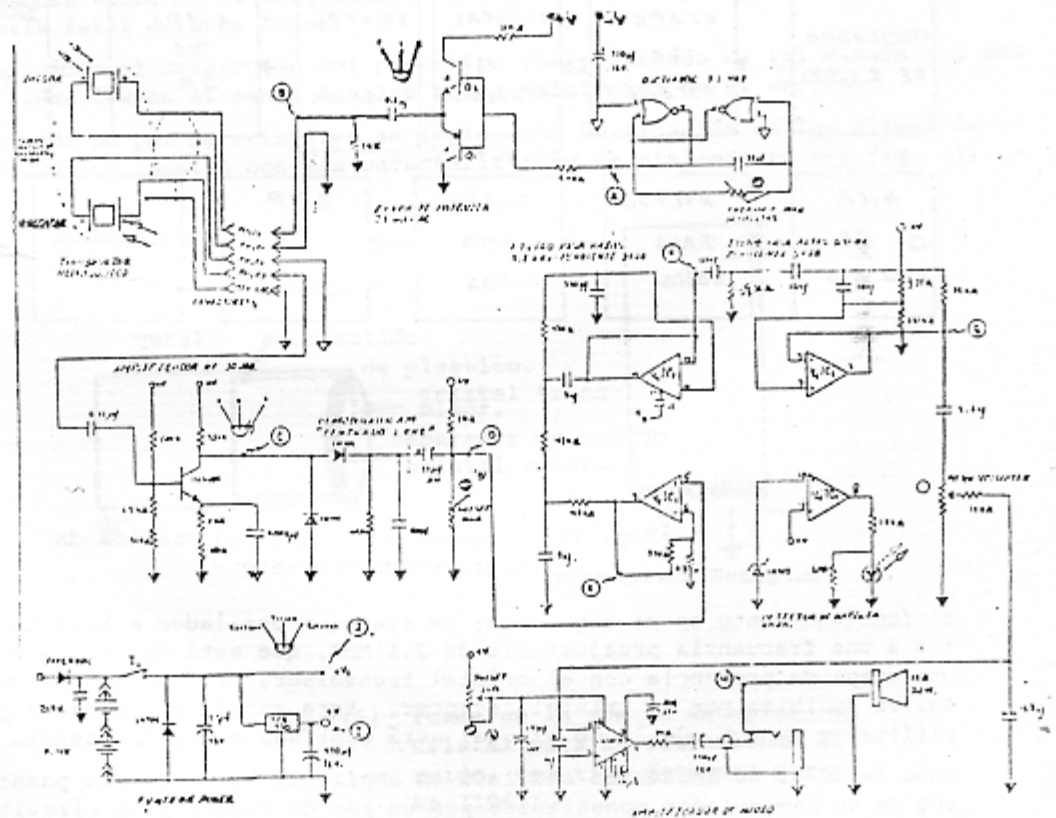


Fig. (3) Diagrama electrónico del circuito completo.

Conclusiones:

El prototipo fué probado por un par de médicos en personas normales y en pacientes embarazadas quedando plenamente satisfechas de alta resolución audible del prototipo, comparada con otros equipos de marcos prestigiados.

BIBLIOGRAFIA.

- Baker DW, Strandness DE, Johnson SL: Pulsed Doppler techniques; some examples from the University of Washington. *Ultrasound Med Biol* 2: 251-262, 1976.
- Callicot C, Lunt MJ: A maximum frequency detector for Doppler blood velocimeters. *J. Med Eng Technol* 3: 80-82, 1979.
- Coghlan BA, Tayloy MG: Directional Doppler techniques for detection of blood velocities. *Ultrasound Med Biol* 2: 181-188, 1976.
- Haines J: An ultrasonic system for measuring activity. *Med Biol Eng* 12: 378-381 1974.
- Wells PNT: A range-gated ultrasonic Doppler system. *Med Biol Eng* 7: 6410652, 1969.
- Wells PNT: Ultrasonic Doppler probes, in Reneman RS (ed): *Cardiovascular Applications of Ultrasound*. Amsterdam, North-Holland, 1974.
- Yoa ST, Needham TN: Frequency analysis of Doppler-shift blood flow signals by a band pass filter: preliminary report. *Biomed Eng* 5: 438-442, 1970.