

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY®**

Proyectos de Ingeniería 2
E00881.02

Profesor: Dr. Raúl Crespo

“Monitoreo de Frecuencia Cardiaca Fetal”

Jacobo García Acosta [REDACTED]

Ernesto Fierros Uehara [REDACTED]

José Alfredo Flores Hernández [REDACTED]

Asesor: M. en C. Arturo Francisco Cruz

Coasesor: M. en C. Luis Montesinos Silva

Fecha: 6-Abril-2005

ÍNDICE

SECCIÓN	PÁGINA
PORTADA	1
ÍNDICE	2
I. INTRODUCCIÓN	4
I.1 ANTECEDENTES	4
I.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	6
I.3 OBJETIVOS	7
<i>II.3.1 OBJETIVO GENERAL</i>	7
<i>II.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS</i>	8
I.4 Justificación	9
I.5 ALCANCES Y LIMITACIONES	11
I.6 METODOLOGÍA	12
II. MARCO TEÓRICO	13
II.1 INTRODUCCIÓN	13
II.2 MÉTODOS PARA OBTENCIÓN DE FCF	15

ÍNDICE

SECCIÓN	PÁGINA
<i>II.2.1 AUSCULTACIÓN</i> - - - - -	16
<i>II.2.2 ELECTROCARDIOGRAFÍA</i> - - - - -	16
<i>II.2.3 FONOCARDIOGRAFÍA</i> - - - - -	17
<i>II.2.4 DOPPLERCARDIOGRAFÍA</i> - - - - -	18
II.3 ELECCIÓN DEL MÉTODO - - - - -	18
III DESARROLLO DEL PROYECTO - - - - -	21
<i>III.1 DISEÑO</i> - - - - -	24
<i>III.2 CONSTRUCCIÓN</i> - - - - -	46
<i>III.3 PRUEBAS</i> - - - - -	49
IV CONCLUSIONES - - - - -	56
<i>IV.1 PERSPECTIVAS Y TRABAJO A FUTURO</i> - - - - -	56
<i>IV.2 COMENTARIOS</i> - - - - -	63
V BIBLIOGRAFÍA - - - - -	66
VI ANEXOS - - - - -	67
VII POSTER - - - - -	82

I. INTRODUCCIÓN

I.1 ANTECEDENTES

En México no se realizan dispositivos médicos que puedan realizar el monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal, y que a su vez realice el análisis de la misma.

Es posible encontrar en el mercado mundial existen ciertos dispositivos que pueden realizar el monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal, sin embargo no existe ninguno que pueda realizar un análisis de la misma.

Dispositivos comerciales existentes actualmente:

SONICAID Team Care Singleton Fetal Monitor

Pequeño, fácil de usar, ligero. Puede transportarse a hospitales, clínicas, hogar.

Traza un CTG (cardiotocograph) con los latidos del feto y puede usarse para monitorear el estado del feto durante el embarazo. Monitores CTG también permiten ver las contracciones del útero y la frecuencia cardíaca durante el trabajo de parto.

Incluye transductores con diferentes colores para una fácil identificación, papel térmico para imprimir, display iluminado, fácil de usar y no estorboso.

No pudimos conocer el precio del producto.

PHILIPS SERIES 50 A (ANTEPARTUM FETAL MONITOR)

Compacto sistema para monitorear trabajo del parto. Precisión y continuas señales de ultrasonido FHR.

First Sounds Prenatal Heart Monitor

Se coloca en el abdomen y el sistema amplifica el sonido de los latidos del Corazón del feto. Se puede grabar el sonido en una casetera. El kit incluye audifonos, monitor, instructivo, cassette para grabar y cable para transmitir audio. Utiliza una pila de 9v.

El dispositivo es poco preciso.

Corometrics 155 Antepartum Fetal Monitor (\$1995usd)

Monitor fetal para el trabajo de parto con transductor ultrasonido y tocógrafo.

Este dispositivo es muy caro.

Las desventajas de estos dispositivos son que el precio es bastante elevado, no realizan un análisis.

También, como ya se mencionó no existe ninguna empresa en México que realice estos dispositivos, por lo que si se quiere comprar uno es necesario mandarlo pedir a otro país.

También se encuentran estudios los cuales se están realizando actualmente, relacionados con el tema.

Algunas investigaciones recientes

Monitor Fetal Cardíaco en-línea por fonocardiografía. [1]

El objetivo de este estudio es generar una versión del monitor fetal cardiaco para adquirir y procesar simultáneamente cardiotacogramas por 20 minutos para detectar sonidos cardiacos y generar CTG.

Real Time Signal Processing for Fetal Heart Rate Monitoring. [2]

Se desarrolló un algoritmo basado en el filtrado de señales que analiza la frecuencia del feto. Esta basado en un microcontrolador y se comparó contra el ultrasonido Doppler, con 5 voluntarias en embarazo de bajo riesgo.

A continuación se muestra un cuadro comparativo con las diferentes características de los diferentes dispositivos existentes así como comparación entre nuestro dispositivo.

	SONICAID	PHILIPS SERIES 50 A	First Sounds Prenatal Herat Monitor	COROMETRICS	PROTOTIPO
Compacto	Si	Si	Si	No	Si
Económico	No	No	No	No	Si
Características	Traza un CTG. Display iluminado. Utiliza transductores. Se puede imprimir en papel térmico. Alarma de FREC alta/baja	Ultrasonido, Se puede transmitir la señal hacia un sistema remoto.	Amplifica el sonido cardiaco y puede escucharse.	Monitor con transductor ultrasonido con cardiotocógrafo.	Amplifica el sonido cardiaco, detecta alteraciones de frecuencia. Alarma FREC alta/baja, Display, bocina para escuchar el latido del corazón.
Precio	Price \$5360 usd		\$40usd	1995usd	\$100uds

I.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

En la actualidad no existen dispositivos económicos que permitan obtener la señal de la frecuencia cardíaca fetal (FCF) y que permitan analizarla, que sean de uso sencillo y portátiles.

Nuestro campo de acción son embarazos de alto riesgo que se presentan cuando la paciente tiene problemas como: diabetes, preclámia, insuficiencia placentaria, en pacientes mayores de 37 años o menores de 17 años, en pacientes que presenten alguna enfermedad crónica, isoimmunización materno fetal, hipertensión arterial crónica, alguna patología renal, anemia crónica, embarazos pos-maduros, entre otras.

En este proyecto lo que se quiere es desarrollar un dispositivo que capture la frecuencia cardíaca fetal, mediante sensores (micrófonos), una vez teniendo estos datos, poder diagnosticar con una confiabilidad aceptable los problemas presentados con mayor frecuencia durante el embarazo de alto riesgo, como son: taquicardia marcada, taquicardia moderada, frecuencia normal, bradicardia moderada y bradicardia marcada. Una vez obtenido el diagnóstico poder activar una alarma que alerte a la paciente a ir con su médico en caso de ser necesario, de no ser necesario el sistema deberá poder almacenar los datos de las últimas muestras obtenidas, para que el médico las pueda

analizar, esto a través de una transferencia de datos entre una PC y el dispositivo.

Lo que este dispositivo va a detectar son cambios en la frecuencia, no enfermedades, con los cambios en la frecuencia, es posible saber si padece alguna enfermedad, sin embargo será labor del médico evaluar estos cambios en la frecuencia para saber si es necesario tomar alguna acción.

I.3 OBJETIVOS:

I.3.1 Objetivo General

Pretendemos realizar un proyecto viable económicamente hablando, así como que sea útil, funcional y que cubra una necesidad dentro de ciertas áreas en las cuales nos vamos a enfocar.

Nuestra principal área de desarrollo es la bioinstrumentación, ya que nuestro dispositivo cuenta con sistemas electrónicos los cuales van a ayudar a solucionar un problema de tipo médico.

El dispositivo tiene que contar con un sistema para realizar un análisis de la señal.

El principal objetivo de este proyecto es poder incrementar en una mayor o menor proporción la expectativa de vida del feto, al término del periodo de embarazo, así como reducir el tiempo de consulta con el médico, y reducir el costo tanto de los dispositivos como del estudio. Al lograr estos objetivos sentimos que podremos obtener un proyecto útil.

Al final de este proyecto el dispositivo debe de ser capaz de identificar alguno de los cambios en la frecuencia cardiaca fetal (FCF) mencionados

anteriormente. También debe ser de uso fácil, para que la paciente pueda hacer uso del dispositivo sin ningún problema, y de esta manera poder lograr que el dispositivo sea portátil y de uso para el hogar, sin la necesidad de que sea operado por personal especializado.

I.3.2 Específicos

Lo que queremos lograr con este proyecto, es la creación de un dispositivo fácil de utilizar y de precio accesible a todo público. La idea es utilizar materiales no muy caros para poder lograr tener un dispositivo económico pero que funcione adecuadamente, ya que los dispositivos de este tipo actualmente son muy caros, por lo que creemos que si logramos desarrollar este tipo de dispositivo podríamos ayudar a una gran cantidad de personas.

También queremos lograr ahorrar tiempo de consulta con el médico, ya que si la paciente llegara ya con un análisis previo, se podría ahorrar como 20 minutos de consultas, y al hacer análisis con anterioridad será posible ver si existe un problema y de ser necesario tener la intervención de un médico, para poder prevenir futuras complicaciones. Al ahorrarse el tiempo es posible para el médico poder atender a más pacientes, haciendo más eficiente el trabajo de los médicos.

I.4 Justificación

La serie de chequeos periódicos que un médico practica a una paciente durante su embarazo es llamado cuidado prenatal.

Es muy importante tener un buen cuidado prenatal antes de que el bebé nazca, esto evita que se tengan problemas durante el embarazo y el parto.

Una mujer pierde la vida cada minuto en el mundo por problemas en el embarazo o en el parto, según el Fondo de Población de las Naciones Unidas (UNFPA). Esto se debe en parte a que no se tiene el suficiente cuidado prenatal, y también a que en muchos casos no existe una atención especializada médica durante el parto (en los países en vías de desarrollo sólo el 50 por ciento de los nacimientos se producen con asistencia de personal capacitado, mientras que en los países desarrollados existe en casi el 100 por ciento, según la UNFPA).

Un embarazo de alto riesgo se puede dar desde el inicio, ya sea porque la futura mamá tenga una enfermedad o porque tiene malos antecedentes en embarazos previos. También puede darse a lo largo de la gestación, porque surge una complicación en el mismo.

Por estas razones es importante acudir de forma regular a todos los controles con el ginecólogo obstetra, aunque la embarazada se encuentre perfectamente y piense que su gestión se desarrolle con normalidad.

Uno de los principales motivos de porqué la gente no va a sus citas regulares con el ginecólogo es porque no tienen suficiente tiempo (de acuerdo con el Doctor Jacobo García), así que desarrollar un dispositivo que realice un análisis sería bueno, ya que se reduciría el tiempo de consulta con el médico, por esta razón creemos que realizar este dispositivo sería muy importante.

Es importante mencionar que no queremos sustituir al médico, por el contrario, queremos crear un dispositivo que sirva para ayudarlo y de esta manera hacer más eficiente las revisiones.

El médico no se puede sustituir, dado que cada embarazo es diferente, es único para cada paciente.

Como no todos los problemas que pueden surgir en un embarazo de alto riesgo pueden ser previstos de antemano, es necesario estar en constante revisión, como ya se había mencionado anteriormente.

Estas consultas se deben hacer de preferencia en el último trimestre de embarazo, a partir de la 28 semana, y principalmente se deberá realizar un monitoreo de la frecuencia cardiaca.

El monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal (FCF) es un método para comprobar que la frecuencia y el ritmo de los latidos del corazón del feto se encuentren en un estado normal. La frecuencia cardiaca fetal promedio varía entre 110 y 160 pulsaciones por minuto. Esta frecuencia puede cambiar como respuesta del feto ante las condiciones intrauterinas.

Una frecuencia o patrón cardiaco fetal anormal puede significar que el feto no obtiene suficiente oxígeno o que existen otros problemas, también puede significar cosas sin relevancia como el movimiento del feto, o reacción ante ciertas condiciones exteriores. Un patrón anormal sin embargo, también puede indicar que es necesario realizar un parto de emergencia o por cesárea.

Por estas razones el monitoreo fetal es tan importante, ya que ayuda al posible reconocimiento de problemas del feto.

I.5 Alcances y limitaciones

En este proyecto, logramos desarrollar un sistema utilizando piezas de un precio no muy elevado, pero que puede adquirir la frecuencia cardiaca fetal de manera aceptable. Debido a estas piezas o componentes, nuestro sistema tiene un precio relativamente bajo, comparado con los precios de los demás dispositivos.

Realizamos pruebas del sistema en una paciente embarazada de 7 meses. Las pruebas para nosotros resultaron satisfactorias, aunque buscamos mejores resultados. Las señales que vimos contenían el patrón del pulso cardiaco, pero la intensidad de la señal resulto ser muy baja. El problema se corrige en teoría con mayor ganancia en las etapas de amplificación. Para lo cual modificaremos las ganancias y si el tiempo lo permite, seguiremos realizando pruebas.

El sistema hasta el momento de está entrega esta en posibilidades de detectar el pulso cardiaco de un feto. Trabajamos en un sistema alterno que cuenta con un microprocesador de la familia 8051 que detectará la intensidad de la señal y autorregulará la ganancia para la etapa de amplificación; esto, con el fin de que la intensidad de las señales sonoras obtenidas sean las adecuadas para el resto de nuestro sistema. El mismo sistema detectará los pulsos y mostrará en una pantalla LCD el pulso del feto durante el momento del estudio. Al momento del estudio se podrá escuchar el latido del corazón mediante una bocina que tendrá nuestro sistema.

Limitaciones

Las limitaciones que se nos presentaron fueron nuestros mismos objetivos, las pruebas con las madres embarazadas. No es fácil conseguir acceso a un hospital para probar nuestro sistema, pero logramos realizar pruebas con ayuda del papá de Jacobo García, ya que es médico y tuvimos acceso a una paciente de 7 meses. En el hospital de perinatología nos advirtieron que no íbamos a realizar pruebas hasta tener el sistema completo, así que no pudimos realizar pruebas con ellos, pero nos dejaron claro que íbamos a contar con el apoyo en cuanto tuviéramos todo listo.

En cuanto a las limitaciones por nuestros objetivos, tuvimos problemas ya que desde un inicio planteamos nuestro proyecto con la idea de un sistema económico, lo cual es muy difícil de hacer. Tuvimos varias alternativas en el camino para facilitarnos las cosas: Un micrófono especial, una tarjeta de adquisición de datos, un DSP, una tarjeta de audio, una PC con Matlab, todas a un precio bastante elevado que no cumplían con los objetivos planteados.

1.6 Metodología

La metodología seguida fue la siguiente:

Se realizó investigación teórica relevante, respecto al tema, en este caso la obtención de la frecuencia cardiaca fetal, los diferentes métodos que existen para obtenerla, cuáles son las principales padecimientos, cómo lograr obtenerla a partir de un circuito, los dispositivos en el mercado, métodos para obtener la señal, métodos para digitalizarla, métodos para acoplar al medio físico.

Una vez que se reunió toda la información necesaria procedimos a buscar una solución para poder hacer nuestro dispositivo.

Se armó el hardware, se probó y finalmente se comprobó para que se tuviera una señal lo más cercano a la realidad, esto se hizo mediante unas gráficas obtenidas con Matlab, de sonidos cardiacos. El diseño del hardware se estuvo cambiando constantemente hasta poder adquirir la señal lo más cercano a lo deseado, metiendo filtros, amplificadores entre otras cosas.

Esa fue la metodología que seguimos en nuestro proyecto desde el principio, y nos generó buenos resultados.

II. MARCO TEÓRICO

En este apartado se mostrará algo de la teoría que se utilizó para la creación del proyecto.

II.1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad las ciencias básicas y la tecnología van tendiendo a fusionarse con diversas disciplinas "ajenas" de su área, como es el caso de la medicina.

En el ramo de la medicina hay varias disciplinas que se encuentran avanzando a la par con la tecnología, como es el caso de la Obstetricia, incorporándose de esta manera al progreso de la Ciencia.

Los microanálisis de sangre fetal y los registros de presión amniótica y de frecuencia cardiaca fetal constituyen ya parte fundamental del diagnóstico de la Obstetricia por desgracia estos estudios son caros.

La frecuencia cardiaca fetal (FCF) normal del feto a término se halla entre 120 y 150 latidos por minuto. Estudios realizados en mamíferos superiores sugieren

que dicha FCF depende de la específica circulación sanguínea del feto, siendo necesaria para una normal distribución de la sangre en su entrada al corazón, ya que una FCF inferior a la normal (similar a la de un adulto) comportaría un reflujo de sangre de la vena cava superior a la vena cava inferior. Dicho reflujo daría lugar a una caída de la pO_2 (presión parcial de anhídrido carbónico, expresada en mmHg), por la mezcla de sangres arterial y venosa, con la consiguiente defectuosa oxigenación de los tejidos del feto [3].

La FCF es el resultado de la interacción de mecanismos cardiosimuladores y cardioinhibidores. El equilibrio entre ambos sistemas establece la FCF normal, el desequilibrio a favor de uno o de otro tendrá como resultado la aceleración o la desaceleración del ritmo cardíaco del feto, dependiendo de la duración del citado desequilibrio [3].

Los quimiorreceptores aórticos y carotídeos son de gran importancia en la vida fetal, dado que su acción es cardiocirculatoria pero no respiratoria, por lo cual el ritmo del corazón del feto podrá depender también del tipo de estímulos bioquímicos recibidos por dichos receptores.

Es importante mencionar que las indicaciones para la monitorización fetal varían con la experiencia del médico que las atiende [6], dado que para cada paciente la información obtenida con un método de monitorización de FCF es diferente, es cuestión del criterio del médico evaluar cada situación y decidir qué medidas se han de tomar.

II.2 MÉTODOS PARA OBTENER LA FRECUENCIA CARDIACA FETAL

Como se mencionó anteriormente, el monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal es muy importante, ya que al estar en monitoreo constante, es posible evitar problemas de parto, o detectar problemas y/o enfermedades elevando la expectativa de vida de la paciente, y asegurando una vida para el feto.

El monitoreo fetal es uno de los métodos más utilizados en la evaluación del progreso del embarazo y del parto, ya que permite identificar condiciones que comprometen la salud del feto [4].

El monitoreo fetal se puede dar de dos formas, modo directo: Es cuando directamente se introduce al feto algún tipo de señal o electrodo para recoger la señal de FCF obtenida directamente en el feto (como el caso de electrocardiografía y dopplercardiografía) y el modo indirecto: Es cuando no se utiliza nada en el feto directamente sino que se obtiene de alguna otra manera (como es el caso de la fonocardiografía).

Estos dos modos tienen ventajas y desventajas, en el modo directo (monitorización interna), requiere la ruptura de las membranas así como que el cervix esté suficientemente dilatado para permitir la inserción del catéter intrauterino y la aplicación del electrodo en el cráneo del feto[6], se obtiene una señal más clara y de mejores características para el análisis, pero como desventaja que se tiene es que es necesario tener contacto con el feto de alguna manera. Por su otra parte, el modo indirecto (monitorización externa), este método no es invasivo y se aplica más ampliamente en la clínica [6], no tiene una señal tan fiable como en un modo directo, sin embargo no es necesario involucrar al feto en la obtención de la señal, logrando que la medición no ponga en riesgo la salud del feto.

Las principales técnicas de recogida de la señal son: la auscultación, electrocardiografía, fonocardiografía y la dopplercardiografía [3].

II.2.1 AUSCULTACIÓN

Antes era el único método de recogida de la FCF, continuándose todavía actualmente a su uso debido a la escasa complicación técnica que conlleva. Mediante la colocación de un estetoscopio de De Lee o de Pinard sobre el abdomen materno, a la altura del dorso fetal, se auscultan los ruidos cardiacos fetales procedentes de la contracción ventricular; el recuento de los mismos por espacios predeterminados permitirá, con el consiguiente margen de error, determinar la frecuencia cardiaca fetal.

II.2.2 ELECTROCARDIOGRAFÍA

La electrocardiografía fetal es el método más usado en la actualidad para la obtención de la FCF durante el curso del parto a partir de la valoración de los intervalos existentes entre cada onda R (producida por el miocardio), por ser la de mayor potencial eléctrico dentro del complejo electrocardiográfico. La captación de la señal eléctrica se consigue mediante la colocación de electrodos de biopotenciales.

Existen dos métodos de recogida de la señal cardiaca fetal: uno indirecto, colocando los electrodos sobre la pared abdominal materna, y otro indirecto insertando al menos uno de ellos sobre el feto, ya sea transabdominal o transcervicalmente.

Los métodos indirectos sirven difícilmente para la monitorización de la FCF, puesto que, junto a la señal electrocardiograma (ECG) fetal, se suele captar la

superpuesta de la ECG materno; al ser ésta última de mucha mayor intensidad que la primera, impediría en ocasiones la captación de la señal más débil que es la del feto, sin embargo el método es utilizado para demostrar vida fetal o para diagnosticar una gestación múltiple, a partir del cuarto mes de embarazo. El método directo, implica la colocación de electrodos en el feto, existen diferentes tipos de electrodos fetales, los transabdominales como el electrodo anzuelo de Caldeyro-Barcia, y los transcervicales como el Hon I y II, Baumgarten, Saling, Melchior, etc. Diversos factores pueden introducir errores en la valoración de la FCF, obteniéndose una imagen de registro anómala, como la captación de otros potenciales eléctricos, por ejemplo los procedentes de la musculatura materna.

II.2.3 FONOCARDIOGRAFÍA

Consiste en la recogida de los latidos del corazón fetal mediante micrófonos sensibles aplicados a la pared abdominal de la madre. Una vez captados, son transformados en ondas eléctricas que pueden hacerse visibles, mediante oscilógrafos. La mayor parte de los aparatos desarrollados con este propósito presentan el defecto de que no pueden excluir las señales parásitas procedentes del interior del abdomen materno, que a veces, pueden ser una intensidad doble a la los latidos cardiacos fetales, lo cual dificulta o imposibilita a la lectura. Un grave inconveniente de la fonocardiografía radica en el hecho que durante cada movimiento cardiaco se presentan dos señales, correspondientes al primero y segundo tono cardiacos.

La mayoría de los instrumentos fonocardiográficos recogen únicamente un tono, con lo que obtienen una sucesión periódica de tonos cardiacos iguales, sin

embargo la exclusión presenta la gran dificultad de que el instrumento no garantiza que el tono cardiaco excluido sea siempre el mismo, por lo cual la FCF obtenida en el registro no siempre corresponde a la realidad.

Se desarrolló posteriormente un aparato de registro fonocardiográfico capaz de filtrar las señales parásitas y que utiliza ambos tonos cardiacos, con lo cual el registro es más fidedigno, esto se consigue por comparación entre los intervalos existentes entre ciclos consecutivos, el tiempo transcurrido entre dos primeros tonos ha de ser igual al existente entre los dos segundos tonos de los mismos ciclos.

II.2.4 DOPPLERCARDIOGRAFÍA

Mediante la colocación en el abdomen materno de un cristal emisor y receptor de ultrasonidos, orientado hacia el tórax fetal, se pueden recoger, debido al efecto Doppler, los movimientos de las masas muscular y sanguínea a nivel del corazón del feto. Si la cápsula se halla orientada en la dirección del abdomen fetal, será posible captar el movimiento de la sangre en los vasos umbilicales. Cuando la señal obtenida es completa, se observan 6 señales distintas por cada ciclo cardiaco. Las tres primeras, que preceden al primer tono del fonocardiograma, forman el denominado complejo sistólico, constituido por 6 sonidos producidos por diferentes causas: por Contracción atrial, cierre de válvulas atrioventriculares, eyección del flujo sistólico, cierre de las válvulas semilunares, apertura de la válvula mitral y la última es una aparición constante.

II.3 ELECCIÓN DEL MÉTODO

La obtención de la frecuencia cardiaca fetal (FCF) es una de las más importantes medidas utilizadas para monitorear el estado cardiaco de los fetos. Para aumentar la expectativa de vida de los fetos, las pruebas de FCF se deberían monitorear mediante un dispositivo que sea portátil y fácil de usar [5]. Nosotros decidimos utilizar el método de la fonocardiografía, debido a que presenta varias ventajas sobre los otros, una de ellas es que los materiales que se necesitan son más baratos, y en teoría, es mucho más fácil realizar un diseño para fonocardiografía que para dopplercardiología.

Electrocardiografía es más sencillo, sin embargo presenta una desventaja, es necesario introducir un electrodo directamente en la cabeza del bebé, por lo que a nosotros nos dificultaba al momento de realizar pruebas, ya que ninguna paciente nos permitiría que le insertáramos un electrodo directamente por eso decidimos no optar por electrocardiografía.

Si los dispositivos de monitoreo de FCF funcionarían por medio de ruidos pasivos (donde no se mande energía al feto) sería una mejor opción que si se utilizará un método donde si se utiliza energía como un estudio por ultrasonido (actualmente el método más utilizado para el análisis de FCF)¹.

La detección y análisis de la FCF por medio de sonidos tiene algunas desventajas (problemas):

- La intensidad de la señal del feto es pequeña comparada con la intensidad de la señales originadas en el cuerpo de la madre (corazón, respiración, órganos digestivos)

¹ Comentario hecho por el Doctor Felipe Vadillo, director del área de investigaciones del INPER (Instituto Nacional de Perinatología)

- La señal del feto depende de la posición del feto. Los movimientos fetales y la respiración, así como las contracciones del útero materno afectan la señal. Sin embargo este problema no se da únicamente con este tipo de detección, con doppler existe el mismo problema, el único método libre de este problema es por electrocardiología.
- Es posible que se generen picos dobles (agrupamiento de señal) debido al retraso que existe entre el componente aórtico (corazón) y la componente pulmonar (ruidos respiratorios).

Al momento de obtener la señal de audio del corazón del feto, nuestro principal problema es que viene encimada la señal del latido del corazón de la madre por lo que uno de los problemas será dejar la señal del feto sola, sin tener la de la madre. Otro de los problemas son los ruidos internos, como ya se mencionó anteriormente, estos ruidos es posible eliminarlos a través de filtros, es un filtro pasa altas de quinto orden con una frecuencia de corte de 20 Hz[5].

Este proceso también presenta algunas ventajas:

- Se puede realizar utilizando instrumentos electrónicos de baja potencia
- No se transmite energía de ningún tipo al feto.

La mayor ventaja que vemos es que al utilizar este tipo de obtención de la señal no se daña al feto. Al utilizar instrumentos de baja potencia son más económicos, por lo que nuestro dispositivo tiene la ventaja que podrá ser de bajo costo y que funcione bien.

III DESARROLLO DEL PROYECTO

Lo que más importancia en cuanto a teoría a mencionar es posiblemente el uso de las frecuencias presentadas en el trabajo.

Los sonidos cardiacos fetales generalmente contienen dos bandas características: 20 a 40 Hz y 50 a 70 Hz, esto se puede comprobar con las gráficas tiempo-frecuencia.

A continuación se mostrará la gráfica de un sonido cardiaco fetal:

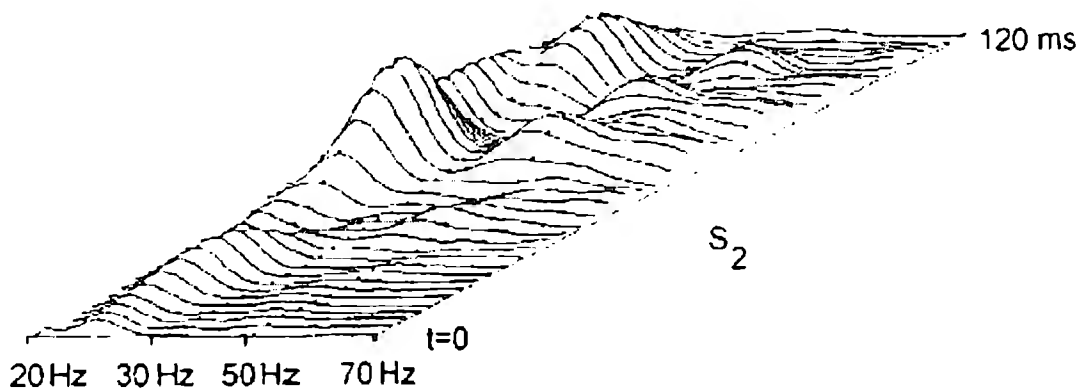


Figura 3.1

Como se puede ver en la gráfica, existe un sonido, primer sonido cardiaco, que se encuentra en la frecuencia de los 20 a los 40 Hertz, aproximadamente, y el segundo sonido cardiaco se encuentra en la banda de los 50 a los 70 Hertz.

Para razones de seguridad decidimos elegir unas frecuencias entre 10 y 120 Hertz, esto con el fin de tener un poco de seguridad al momento de realizar mediciones, con dar este rango de frecuencias más amplio metemos un poco de ruido, sin embargo también le damos seguridad al momento de realizar las mediciones, para evitar que se nos pierdan mediciones, o que algún cambio de frecuencias eviten realizar de manera adecuada las mediciones.

Debido a que nuestro producto es de tipo médico, es necesario cumplir ciertas normas, Normas Oficiales Mexicanas (NOM), para que sea posible distribuirlo, también es necesario cumplir con reglas puestas por la Secretaría de Salud.

A continuación se muestran las principales normas que seguimos para la realización de nuestro proyecto:

NORMA OFICIAL MEXICANA (NOM)

Para la NOM se tomaran en cuenta las siguientes especificaciones:

Norma Oficial Mexicana NOM-007-SSA2-1993, Atención de la mujer durante el embarazo, parto y puerperio y del recién nacido. Criterios y procedimientos para la prestación del servicio.

Esta NOM es un conjunto de criterios y procedimientos en la que participan instituciones como el IMSS, la Secretaría de Salud, ISSSTE, Servicios de Salud del Departamento del Distrito Federal, Sistema Nacional para el Desarrollo Integral de la Familia, Comisión Nacional de Alimentación, Hospital infantil de México, Instituto Nacional de Nutrición, Instituto Nacional de Pediatría, Instituto Nacional de Perinatología, entre otros. Se manejan en el documento definiciones y terminología, especificaciones, disposiciones generales, atención del embarazo, prevención del bajo peso al nacimiento, atención del parto, atención del puerperio y más.

NOM-083-SSA1-1994

NOM-137-SSA1-1995: Información regulatoria-Especificaciones generales de etiquetado que deberán ostentar los dispositivos médicos, tanto de manufactura nacional como de procedencia extranjera.

En este caso, la NOM especifica las características que nuestro sistema debe llevar como información al público en general.

NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-083-SSA1-1994, QUE ESTABLECE LAS ESPECIFICACIONES SANITARIAS DE LOS ESTETOSCOPIOS.

Esta norma habla sobre las especificaciones y métodos de prueba que deben cumplir los estetoscopios. Describe las partes del estetoscopio. Es importante mencionar esta NOM ya que uno de los elementos básicos es el estetoscopio, por lo que debemos seguir esta Norma.

Reglas de la Secretaría de Salud:

SSA-03-022-A registro sanitario de dispositivos médicos (registro). Esto se hace para cumplir con las normas sanitarias para poder crear y utilizar un dispositivo médico.

SSA-03-022-B registro sanitario de dispositivos médicos (Modificaciones). Esta es para el caso en que ocurran modificaciones posteriores en el proyecto.

SSA-03-022-C registro sanitario de dispositivos médicos (Prorrogas), para pedir una prórroga en el registro.

SSA-03-023 Aviso de difusión científica e información médica de dispositivos médicos.

SSA-03-024 Conservación de registros en libreta foliada o sistemas automatizados de los equipos usados de dispositivos médicos de importación.

SSA-03-031 Conservación de documentos oficiales de las autorizaciones sanitarias previas de importación de materia prima y producto terminado que sean o contengan estupefacientes o psicotrópicos, de biológicos y hemoderivados y dispositivos médicos.

Estas son las normas y reglas más importantes a considerar en el desarrollo de nuestro proyecto, ya que son las que tienen que ver directamente con éste.

III.1 DISEÑO

Para este proyecto, el diseño se realizó en dos partes por separado, una que fuera nuestro circuito para obtener las mediciones, esto es, el circuito dedicado a la obtención de la frecuencia cardíaca fetal, y otra parte, que es la parte del análisis de esta señal.

A continuación se mostrará el desarrollo hecho para el diseño del circuito realizado para la adquisición de la frecuencia cardíaca fetal:

Ya que uno de nuestros objetivos era hacerlo de bajo costo en lugar de ocupar un micrófono de alta sensibilidad o especializado ocupamos un micrófono electrec convencional. Para ocupar este micrófono ocupamos un preamplificador de micrófono. Esta configuración cuenta con un micrófono que requiere ser polarizado para un funcionamiento óptimo con un cierto voltaje de DC, paralelo a la polarización del micrófono se le puso un capacitor para evitar cambios repentinos en el voltaje que se pudieran generar. Posteriormente cuenta con un filtro pasa bajas de primer orden que trabaja a una frecuencia de 153 Hz., según la formula del filtro de primer orden:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(2.2k)(470n)} = 153$$

Después del filtrado la señal entra a un amplificador inversor de ganancia de orden 40 dada por:

$$V_o = \left(\frac{R_2}{R_1} \right) V_i$$

Teniendo el siguiente circuito:

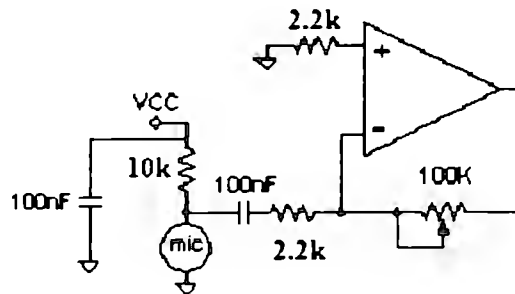


Figura 3.1.1²

Dado que el filtrado de la primer etapa no es suficiente para obtener la señal que queríamos (simplemente era para reducir el ancho de banda de la señal),

² Figura 3.1.1: Preamplificador de Micrófono, Laboratorio de diseño electrónico, José Castillo Enero 2004.

incluimos un filtro pasa bajas en configuración Sallen key inversora de segundo orden con aproximación butterworth:

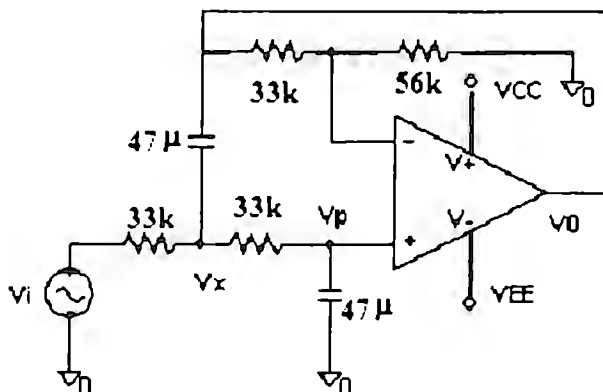


Figura 3.1.2³

Cuya frecuencia de corte esta dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn} \cdot RC} = \frac{1}{2\pi \cdot (33k)(47\mu)} = 102.6Hz$$

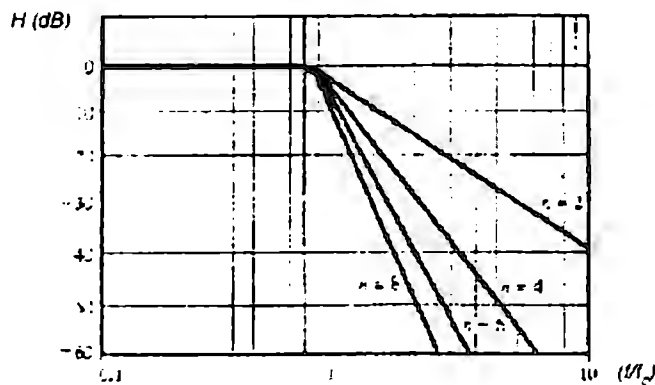
Después de realizar pruebas con pacientes, nos dimos cuenta de que esta etapa de filtrado no era suficiente para poder eliminar el ruido, ya que se seguía metiendo bastante ruido al momento de captar la señal, por lo que decidimos meter un filtro pasa bandas que deja pasar las frecuencias entre 15 y 170 Hertz.

³ Figura 3.1.2: Filtro pasa bajas, configuración Sallen Key inversora. Laboratorio de diseño electrónico, José Castillo, Enero 2004.

Para minimizar las interferencias internas creadas por la madre (señal cardiaca y sonidos digestivos), es necesario filtrar la señal utilizando un filtro de quinto orden pasa altas con frecuencia de corte de 20 Hertz.

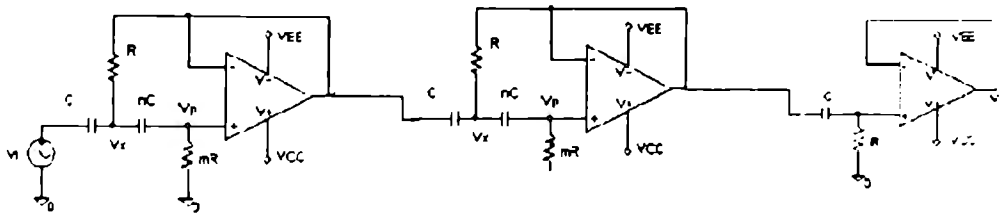
Para quitar el ruido ambiental se puede eliminar utilizando un filtro de cuarto orden pasa altas con frecuencia de corte de 70 Hertz.

Al momento de intentar realizar este filtro hubo algunos problemas por lo que tuvimos que cambiar el diseño a segundo orden, el principal problema que encontramos fue que al probarlo la diferencia de frecuencias era muy alta, nuestra banda de corte era de 30 a 300 Hertz, en vez de 20 a 70 Hertz Aunque revisamos el diseño, no encontramos error, por lo que decidimos disminuir el orden, para tener menos circuitos, a continuación se muestra el diseño de estos filtros (se utilizó una aproximación Butterworth, ya que la curva de respuesta es plana):



Para la creación de los filtros se utilizaron los siguientes diseños:

Filtro pasa altas:



De la siguiente tabla se sacan los parámetros para comenzar con el cálculo del filtro:

Butterworth							
n	f_{01}	Q_1	f_{02}	Q_2	f_{03}	Q_3	f_{04}
2	1	0.707					
3	1	1.000	1				
4	1	0.541	1	1.306			
5	1	0.618	1	1.620	1		

Debido a que es un filtro de orden mayor, el cálculo de este se debe hacer en tres partes, ya que se compone de dos filtros de segundo orden y un filtro en primer orden como se mostró en el dibujo.

Primera parte:

De la siguientes fórmulas se calcula el filtro:

$$f_a = \frac{f_c}{f_{oj}}$$

En donde:

f_a equivale a la frecuencia de diseño

f_c es la frecuencia de corte (20 Hertz)

f_{oj} es el factor de ajuste para cada tipo de aproximación.

Como nuestra filtro es de quinto orden entonces esta ecuación queda de la siguiente manera:

$$f_a = \frac{f_c}{f_{oj}} = \frac{20}{1} = 20 \text{Hertz}$$

El siguiente paso fue calcular el valor de m, el cual se define de la siguiente manera:

$$m = 4Q^2 = 4 * (0.618)^2 = 1.528$$

Se elige una resistencia arbitraria Rx entre un valor de 10 kΩ hasta 100 kΩ.

Nosotros elegimos una de 10 kΩ.

Después de haber realizado este cálculo se calcula un capacitor Cx y se debe aproximar a un valor comercial:

$$Cx = \frac{1}{2\pi \cdot mn \cdot fa \cdot Rx} = 2 \mu F$$

Se calcula el valor de R y mR

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot mn \cdot fa \cdot C} = 1.5 k\Omega$$

Por lo que el valor de mR = 2.2 kΩ.

Para la segunda parte se realizan los mismos cálculos obteniendo los siguientes resultados:

$$N=5$$

$$C=6 \mu F$$

$$R=180 \Omega$$

$$mR = 2.2 k\Omega$$

Para la tercera parte hay que utilizar las fórmulas para el cálculo de un filtro pasa altas de primer orden, por lo que el cálculo del filtro quedaría de la siguiente manera:

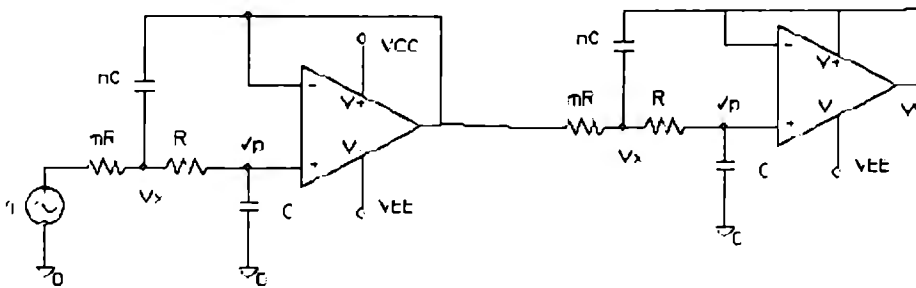
$$fc = \frac{1}{2\pi RC}$$

Se conoce la frecuencia de corte, que en este caso es de 20 Hertz, y el capacitor es elegido de forma arbitraria, en este caso se eligió un capacitor de 1 F.

Despejando de la ecuación la Resistencia esta queda de la siguiente forma:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = 8.4k\Omega$$

Para el filtro pasa bajas:



Al igual que en el caso anterior también es necesario utilizar la tabla de valores de aproximación de Butterworth:

Butterworth							
n	f_{01}	Q_1	f_{π}	Q_2	f_{03}	Q_3	f_{114}
2	1	0.707					
3	1	1.000	1				
4	1	0.541	1	1.306			
5	1	0.618	1	1.620	1		

Debido que este filtro es de cuarto orden, es necesario armarlo utilizando dos filtros de segundo orden.

Para la primera parte del filtro:

Siguiendo las ecuaciones para filtros pasa bajas de segundo orden se tiene:

Se define la frecuencia real del filtro:

$$f_a = f_c \cdot f_{oj}$$

En dónde f_a = frecuencia de diseño

f_c = frecuencia de corte (en este caso 100 Hertz)

f_{oj} = frecuencia aproximación

$$f_a = f_c \cdot f_{oj} = 70 \text{ Hertz}$$

Se fija una resistencia R_x con valores [10 k Ω , 100 k Ω], elegimos el valor de la resistencia como $R_x = 10 \text{ k}\Omega$.

Después se calcula el valor del Capacitor C_x de la siguiente manera:

$$C_x = \frac{1}{4\pi Q f_a R_x} = 2200 \text{ nF}$$

Hay que calcular el factor n_x :

$$n_x = 4Q^2 = 1.17$$

Con esto se obtiene que $nC_x = 1 \mu\text{F}$

Se calcula el valor de k :

$$k = \frac{n}{Q^2} - 2 = 4$$

Después se calcula el valor de m :

$$m = \frac{k + \sqrt{k^2 - 4}}{2} = 11.58$$

Con esto se pasa a calcular el valor de R

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot mn f_a C} = 1.5 \text{ k}\Omega$$

Y el valor de mR más cercano es de 15 K Ω

Para la siguiente parte se utilizaron las mismas fórmulas, dando como resultados los siguientes valores:

$$C=82nF$$

$$nC=470nF$$

$$k=.2.2$$

$$m=1.56$$

$$R= 15 k\Omega$$

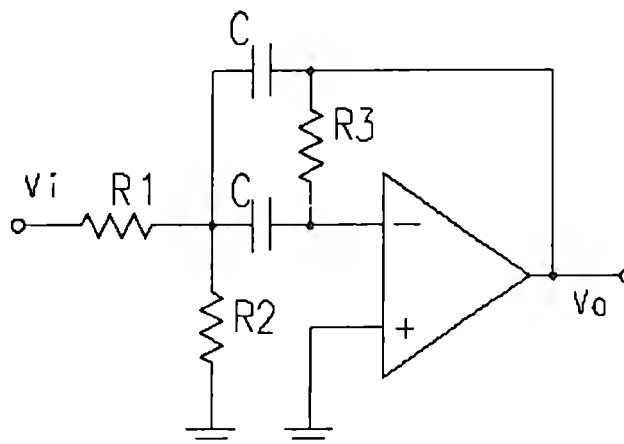
$$mR=22 k\Omega$$

Estos dos filtros, sin embargo no funcionaban de manera correcta, como ya se había mencionado, después de estarlos probando decidimos realizar otro filtro, ya que éstos no habían funcionado.

Aunque la referencia indicaba que en teoría con estos filtros (de quinto y cuarto orden) debería de funcionar.

Como lo que se quería era filtrar las señales en un cierto rango, decidimos hacer un filtro pasa bandas, que dejara pasar las frecuencias entre 20 a 70 Hertz.

Después de investigar encontramos un filtro para bajo ancho de banda,(low bandwidth bandpass filter), a continuación se mostrará el diseño utilizado:



Para el cálculo de los valores de resistencias y capacitores se siguieron las siguientes fórmulas:

$$f_0 = \frac{1}{C \cdot (R1 \parallel R2) R3}$$

$$\beta = \frac{2}{CR3}$$

$$B = \frac{\beta}{2\pi}$$

Se fijó el capacitor C a 1 μF , con esto el valor de $R3 = 1.8 \text{ k}\Omega$.

La frecuencia de operación se definió como una máxima de 70 Hertz, y una mínima de 20 Hertz.

La relación de resistencias que se aproximaban a estos valores para $R1$ y $R2$ fueron los siguientes:

$$R1 = 1.5 \text{ k}\Omega$$

$$R2 = 5.5 \text{ k}\Omega$$

Al realizar este filtro vimos que la frecuencia de corte no era la deseada, ya que dejaba pasar de 25 Hertz hasta 200 Hertz, por lo que decidimos realizar otro filtro igual, para asegurar que cortara a la frecuencia deseada.

Se realizó otro filtro pasa bandas, con los siguientes valores:

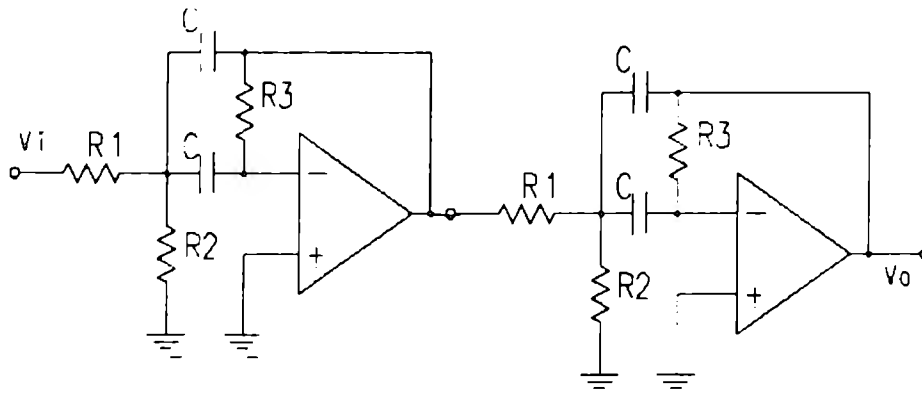
$$C = 1 \mu F$$

$$R1 = 1.2 \text{ k}\Omega$$

$$R2 = 13.8 \text{ k}\Omega$$

$$R3 = 3.3 \text{ k}\Omega$$

Se conectaron los dos filtros de la siguiente manera:

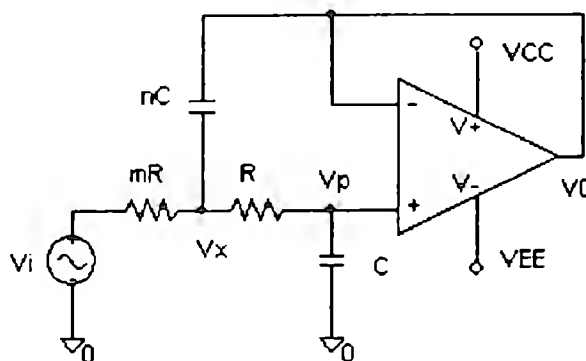


Con esta configuración la banda de paso se hizo de 15 a 150 Hertz, aunque ya había mejorado decidimos probarlo para ver el funcionamiento del mismo.

Después de probarlo vimos que sí funcionaba en nosotros así que lo dejamos así y fuimos a realizar pruebas con una paciente.

Al ver los resultados de estas pruebas (los cuales se muestran más adelante en el apartado de pruebas), decidimos limitar las frecuencias aceptadas por el filtro, esto lo logramos utilizando un filtro pasa bajas de segundo orden, con una frecuencia de corte de 80 Hertz, a continuación se mostrará el diseño del mismo:

Filtro Pasa Bajas Segundo Orden, configuración Butterworth:



Butterworth

<i>n</i>	f_{01}	Q_1	f_{02}	Q_2	f_{03}	Q_3	f_{04}
2	1	0.707					
3	1	1.000	1				
4	1	0.541	1	1.306			
5	1	0.618	1	1.620	1		

Se siguió el mismo procedimiento que en los filtros anteriores, siguiendo las fórmulas obtuvimos los siguientes valores:

$$f_a = f_c \cdot f_{0j}$$

$$C_x = \frac{1}{4\pi Q f_a R_x}$$

$$n_x = 4Q^2$$

$$k = \frac{n}{Q^2} - 2$$

$$m = \frac{k + \sqrt{k^2 - 4}}{2}$$

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot m n f_a C}$$

Los valores obtenidos son los siguientes:

$$nC = 0.22 \mu F$$

$$C = 0.1 \mu F$$

$$R = 7.4 k\Omega$$

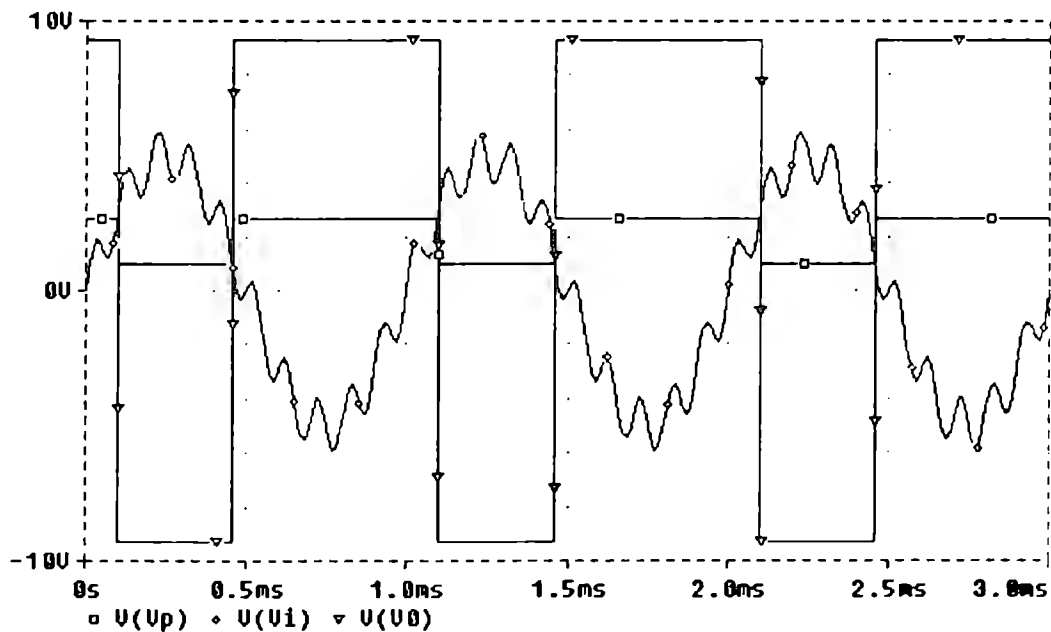
$$mR = 15 k\Omega$$

Al realizar las pruebas de este filtro vimos que cortaba alrededor de la frecuencia de 90 Hertz, lo que nos pareció bastante aceptable. Con esto pudimos ya terminar la etapa del filtrado de la señal, al probarla en nosotros mismos nos dimos cuenta de qué el filtrado era bastante bueno, tanto que incluso cuando hablábamos, se seguía viendo el patrón de los sonidos cardiacos, con ruido, pero se alcanzaban a distinguir, antes de realizar el

filtrado si hablábamos no se podía ver el patrón, ya que a la salida solo se veía ruido.

Por último, después de la etapa de filtrado, pasamos la señal por un comparador de voltaje inversor con histéresis. Este comparador nos va a ayudar a dar la salida en forma de pulsos cuadrados, si fijamos un valor de voltaje de comparación la señal de la frecuencia cardiaca fetal, tendrá ahora una forma de pulsos, los cuales nos van a ayudar para poderlos meter al microcontrolador. Elegimos el comparador inversor, ya que el programa detecta los pulsos en "0" así que de esta manera cada vez que se registre un sonido cardiaco, el comparador mandara cero.

Un comparador con histéresis permite eliminar errores creados debido al ruido, ya que por su configuración, la señal no tiene que ser uniforme, como se muestra en la siguiente imagen:



La formula para su salida es:

$$V_o = A_{OL}(V_p - V_i)$$

Donde A_{OL} es la ganancia en lazo abierto, en este dispositivo si la diferencia de $V_p - V_i$ es positiva lo que se tiene a la salida es un voltaje positivo acotado por la fuente de alimentación V_{CC} y si la diferencia es negativa el valor de voltaje de salida es V_{EE} .

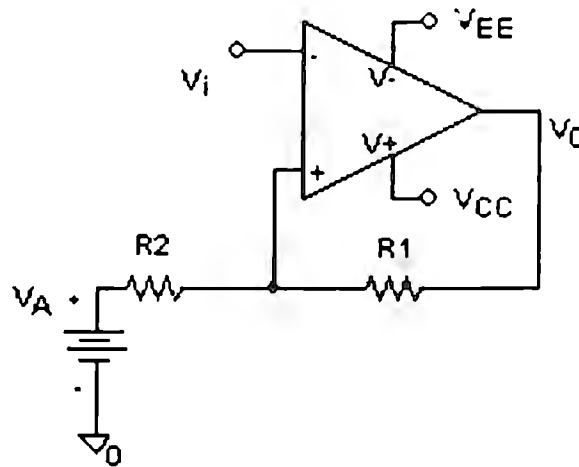


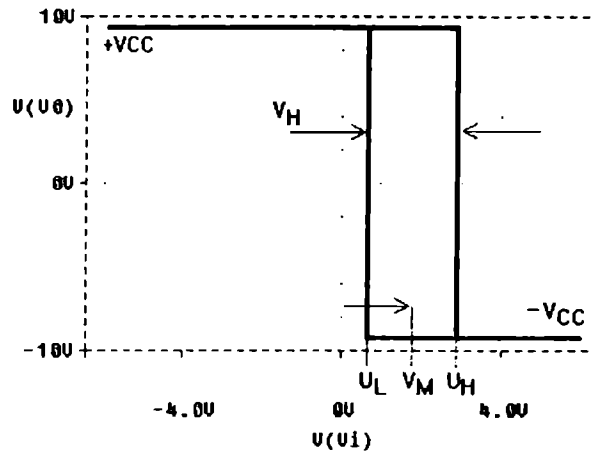
Figura 3.1.3⁴:

A continuación se muestran los cálculos utilizados para el diseño del comparador:

Para realizar el comparador es necesario identificar los umbrales de comparación alto (U_H y bajo U_L).

La curva característica de entrada-salida para este comparador se da en la siguiente gráfica. En ésta se observan dos parámetros importantes: el ancho de la ventana de histéresis V_H y su voltaje medio V_M .

⁴ Figura 3.1.3: Comparador de voltaje inversor.



Para realizar el cálculo de los valores del comparador se siguieron las siguientes fórmulas:

$$V_H = U_H - U_L$$

$$V_M = \frac{U_H + U_L}{2}$$

$$V_H = V_{CC} \cdot \left(\frac{2R_2}{R_2 + R_1} \right)$$

$$V_M = V_A \cdot \left(\frac{R_1}{R_2 - R_1} \right)$$

Fijamos los umbrales alto y bajo, según lo observado del comportamiento de la señal, y lo pusimos el alto en 6 V y el bajo en 2 V.

Para realizar el diseño se fija una resistencia, en este caso fijamos R1 a 10 kΩ.

Para que el comparador funcione de manera correcta es necesario inyectarle una señal de voltaje fija, VA, es el voltaje de referencia, como se puede ver, depende de los umbrales de comparación, para nuestro caso esa señal es de 8 V aproximadamente.

La resistencia R2 la pusimos variable, ya que en un principio pensamos variar el potenciómetro para ajustar los valores de comparación, dejando fija el voltaje

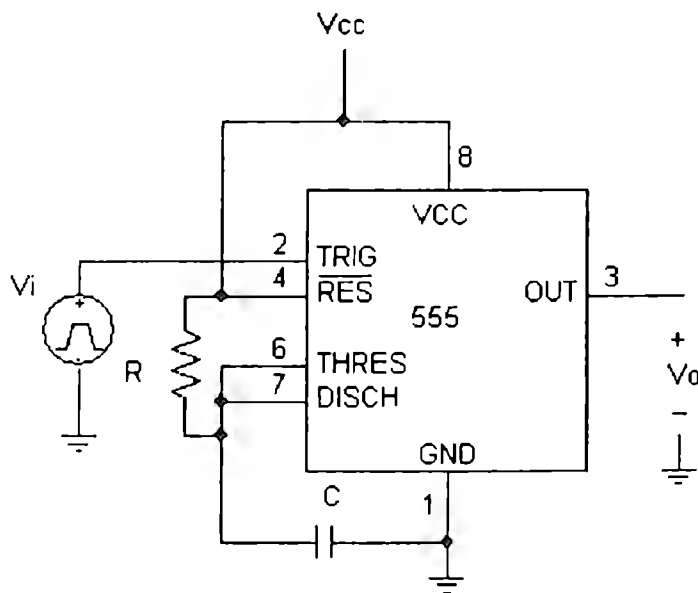
de referencia VA, sin embargo de esta manera el sistema no puede ajustar automáticamente los niveles de comparación.

En un futuro será posible que el sistema sea capaz de ajustar el voltaje de comparación, esto lo lograremos a través de software, el programa se explicará más adelante, también se utilizarán convertidores A/D y D/A, para entregar la señal al microcontrolador, el cual hará el análisis de ajuste de acuerdo al programa que se explicará más adelante.

Con este comparador ya tenemos pulsos, sin embargo, los pulsos son del ancho de la alimentación, la cual va de -12 a $12V$, el microcontrolador no acepta estos niveles, solo acepta de 0 a $5V$.

Para lograr esto conectaremos un LM 555, en configuración monoestable, por el pin 2 (trigger) entrará la señal del convertidor.

A continuación se muestra un diagrama de conexión del LM 555 monoestable:



Calculando la distancia de los pulsos (ancho), será posible que a cada valor del disparo coincida con un valor de pulso cuadrado.

Para realizar el cálculo de esta configuración se utilizan las siguientes fórmulas:

$$T := R \cdot C \cdot \ln \left(\frac{V_{cc}}{V_{cc} - V_{TH}} \right)$$

$$V_{TH} := \frac{2}{3} \cdot V_{cc}$$

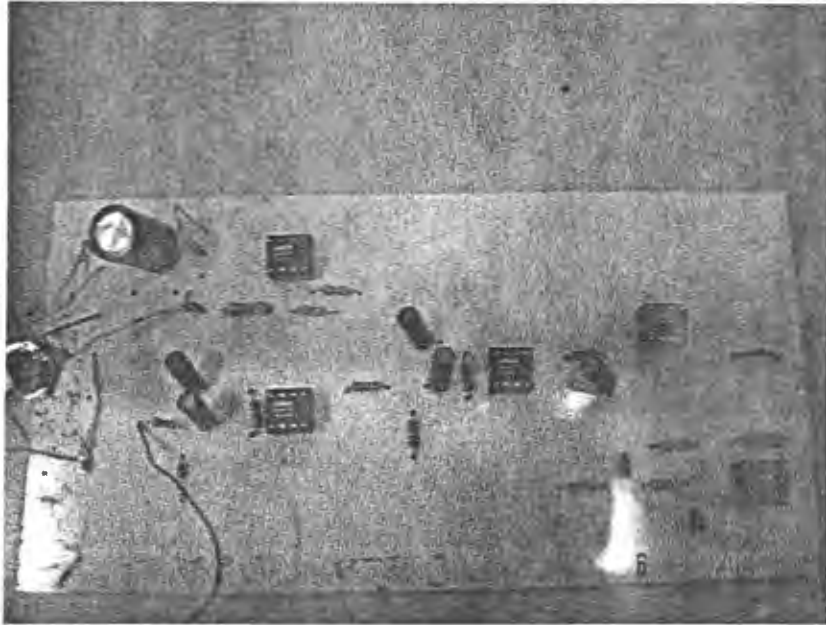
$$T := R \cdot C \cdot \ln(3)$$

$$T := 1.1 R \cdot C$$

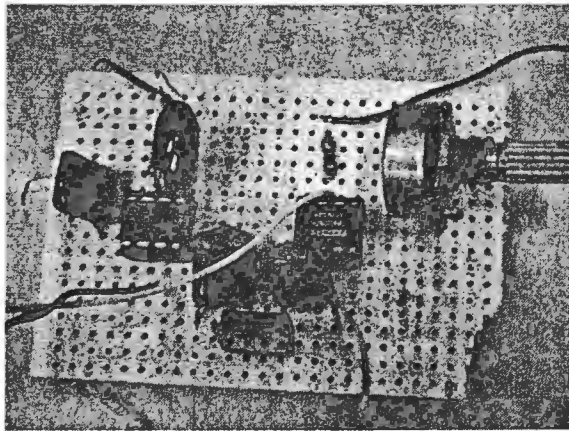
Al final pondremos un amplificador de audio conectada a una bocina, la cual permitirá oír los latidos del feto.

Este es un simple amplificador de audio.

Con esto ya tenemos la señal captada por nuestro micrófono, amplificada y filtrada y al entrar al comparador de voltaje inversor con histéresis salen pulsos de amplitud de la alimentación, cuya frecuencia es la misma que la de la frecuencia de la señal captada por el micrófono, estos pulsos se meten al LM555 configurado como monoestable y salen pulsos de 0 a 5 V, los cuales pueden entrar al microcontrolador sin problema, logrando así capturar la frecuencia cardiaca fetal, este es nuestro dispositivo completo:

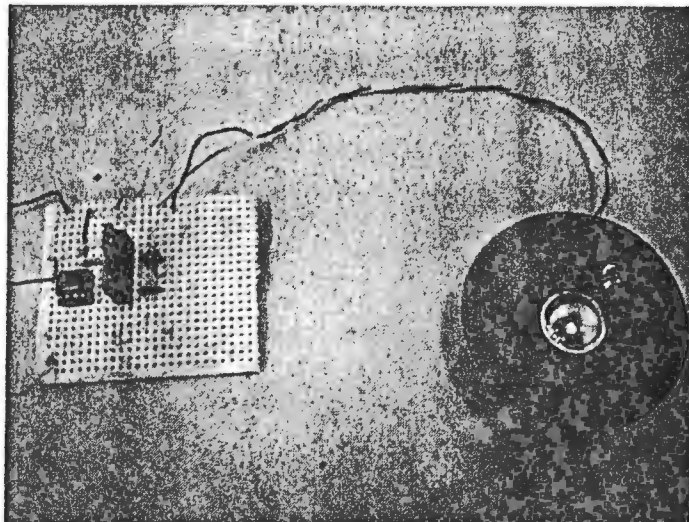


Esta foto muestra la primera etapa de filtrado, así como la preamplificación y la amplificación.

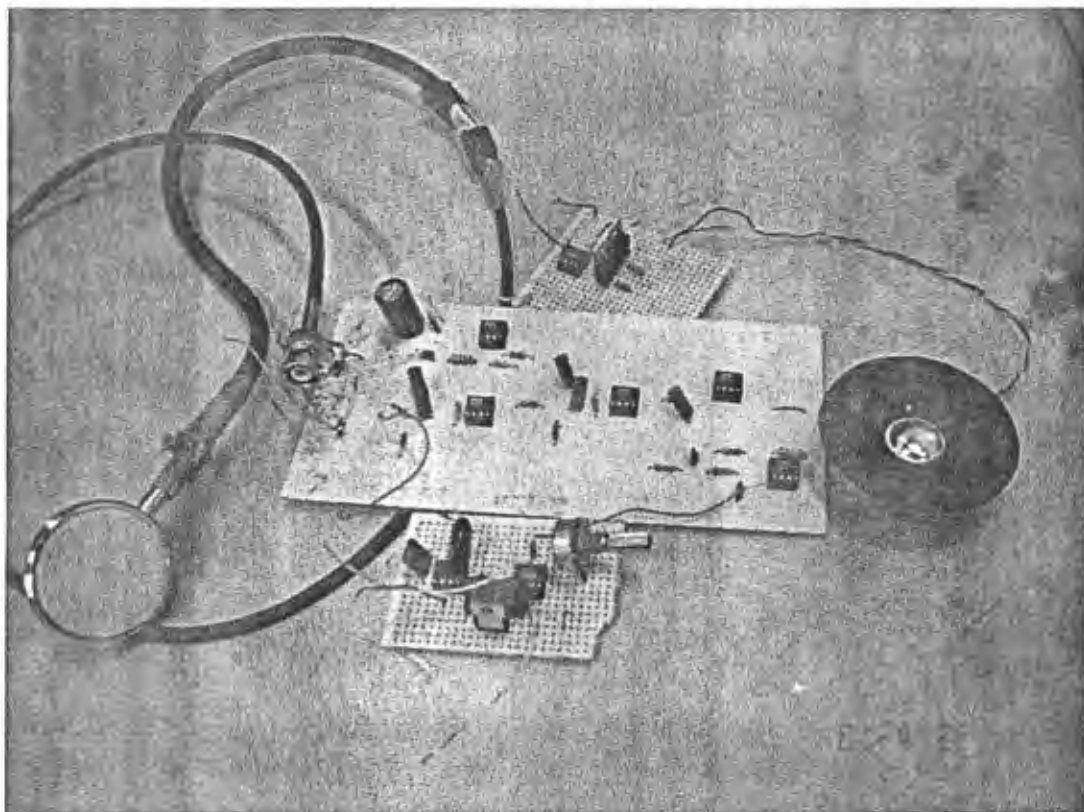


En esta otra imagen es posible observar la última etapa de filtrado así como el comparador.

Estas dos partes van unidas, sin embargo como las hicimos por separado por eso se encuentran en circuitos independientes, esto también nos permitió probar parte por parte el circuito.



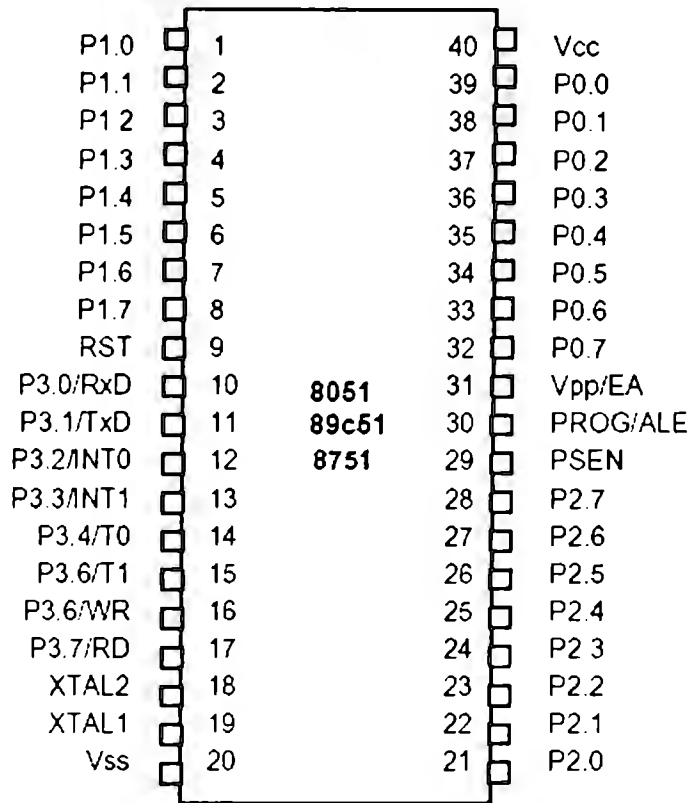
Esta última parte sería el amplificador de audio, con la bocina para escuchar los latidos.



En esta foto se ve el sistema completo, así está todo nuestro circuito.

Como se mencionó antes, nuestro diseño cuenta de dos partes, la parte de adquisición, ya explicada y la parte de análisis, la cuál será explicada a continuación:

Para el sistema de alarma de nuestro sistema decidimos utilizar un microcontrolador de la familia 8051, un microcontrolador AT89c51 fabricado por ATMEL®. Escogimos esta opción ya que si utilizáramos la computadora para realizar el diagnóstico le estaríamos restando autonomía y practicidad que es requerida para el proyecto y haciéndolo más complicado de manejo para el usuario (la paciente) ya que se requerirían de conocimientos básicos de computación aunado a esto sería más complicado desarrollar un programa con interfaz gráfica y amigable para la paciente. La opción de el DSP la descartamos debido a que ninguno de los integrantes del equipo teníamos conocimientos de programación en DSP's, y creímos que iba a ser muy aventurado y ambicioso por nuestra parte el aprender a programar el procesador de señales y desarrollar el programa necesario, además de que su precio es elevado y como ya se ha mencionado, uno de los objetivos principales de este proyecto es que fuese de bajo costo. El microcontrolador elegido contiene internamente un CPU de 8 bits, 3 puertos de entrada y salida paralelos, un puerto de control, el cual a su vez contiene; un puerto serie, dos entradas para Timer/Contador de 16 bits, dos entradas para interrupciones externas, las señales de RD y WR para la toma o almacenamiento de datos externos en RAM además de que brinda la posibilidad de manejar una memoria EPROM o EEPROM.



Con este microcontrolador, se le inyectarán los pulsos obtenidos de la frecuencia para que de esta manera comience a realizar el análisis, a continuación se describirá el programa creado para poder realizar el análisis de la frecuencia cardiaca fetal:

SOFTWARE

El programa principal de nuestro proyecto es el siguiente:

El programa que utiliza nuestro sistema utiliza la interrupción externa del microcontrolador para la entrada de un pulso cuadrado generado por el sistema de adquisición, cada vez que se genera dicho pulso, la interrupción se activa y entra a una subrutina que prende un LED colocado en el pin número 3 del puerto 3 (P3.3) e incrementa un registro (registro 2 del banco de datos 0) que va a servirnos como contador de pulsos. La primera vez que entra un pulso al sistema se activa la interrupción por timer del microcontrolador, la cual esta

calculada para que se active cada 15 segundos, por lo que cada 15 segundos se entra a una subrutina que toma el número de pulsos contados en esos 15 segundos, dicho número lo multiplica por 4 para tener un valor aproximado de pulsaciones por minuto y dicho valor lo manda a una dirección de memoria (la 20h). Esto se hace durante 4 minutos, por lo que se generaran 16 valores, 4 por minuto por 4 minutos, dichos valores se promediaran para tener un valor de frecuencia cardiaca promedio durante 4 minutos, y ese valor se compara con límites previamente establecidos por lo que si la frecuencia esta por arriba de 160 pulsaciones por minuto o por debajo de 120 pulsaciones por minuto, estos niveles de pulsaciones ya se explicaron en secciones anteriores, son los niveles de alarma para ciertos padecimientos, si se dan por 4 minutos se activara la alarma, si esta dentro de los rangos permitidos no se tomara ninguna acción.

Para el programa que detecta el nivel de comparación, en el comparador de voltaje, o lo que es lo mismo, el que obtiene los pulsos cuadrados para que entren al microcontrolador, a continuación se explicará este programa:

La finalidad de este programa es controlar la ganancia que se le va a dar al micrófono, para que de cierto modo el sistema se "auto ajuste" con cada paciente.

Estamos contemplando que cada estudio realizado tendrá una intensidad sonora diferente, para lo cual surge la necesidad de un programa como el a continuación descrito.

El programa toma 5 muestras del puerto cero (P0) y las almacena en memoria.

Cuando toma las 5 muestras, toma el primer par, y escoge el valor mas pequeño.

La comparación se realiza mediante una resta entre ambas muestras y cuando se tiene el valor mas pequeño, se compara este contra el siguiente valor almacenado.

De este modo se hacen 4 comparaciones con las 5 muestras.

Cuando se tiene el valor mas pequeño, se verifica que no este por debajo de un

limite que preestablecimos. Si esta debajo de este limite, se escribe en memoria el valor del limite y se saca por el puerto cero.

El puerto cero será de escritura y lectura, controlando estas mediante un latch.

III.2 CONSTRUCCIÓN

Inicialmente nos encontramos con el problema de que no sabíamos que íbamos a ocupar con transductor a fin de detectar la frecuencia cardiaca fetal, una vez realizada la investigación pertinente y de discutir cuál era el método de detección más adecuado para nuestros fines que fue la fono cardiografía. Ya una vez que habíamos elegido el método, ahora nos enfrentamos al problema de qué tipo de dispositivito íbamos a ocupar, para empezar buscamos micrófonos de alta sensibilidad y de buena calidad pero eran demasiado costosos, de hecho un micrófono especial para sonidos fisiológicos TSD108

distribuido por Biopac Systems, Inc.⁵, tiene un costo de \$294 usd con lo que dejaríamos de cumplir uno de nuestros objetivos principales que es hacer nuestro dispositivo económico, por esto decidimos ocupar un micrófono común como lo es un electret. El siguiente obstáculo era saber cómo íbamos a adaptar nuestro micrófono para que pudiera captar las señales inaudibles del corazón, teníamos dos opciones, ocupar un estetoscopio de pinard y uno biauricular, realizamos pruebas con ambos y decidimos ocupar el biauricular por que fue el que tuvo un mejor desempeño, ya que tiene en un extremo la membrana que se pone sobre la piel y en el otro, dos terminales donde van las llamadas olivas, adaptamos en una de esas salidas un micrófono. En cuanto al circuito electrónico, diseñamos el circuito preamplificador de micrófono junto con el filtro pasabajas de segundo orden, así como otros 3 filtros dos pasa bajas y un pasa altas.

Como era de esperarse al principio tuvimos dificultades, posteriormente hicimos algunas modificaciones y obteníamos una señal con demasiado ruido. Dicho ruido concluimos que era producido por la línea de alimentación, ya que la punta del osciloscopio aun sin estar midiendo en un punto específico o incluso con la punta al aire, media una senoidal de 60 Hz. Para eliminar esto, decidimos ocupar un amplificador de instrumentación pero no tuvimos suerte, ya que primero confundimos el encapsulado y estuvimos conectando mal, esto nos costo 2 chips INA101HP, nos dimos cuenta del error y los conectamos correctamente pero seguíamos con bastante ruido, ya no ruido de la línea, sino ruido ya solamente ruido del sistema, por lo que decidimos realambrar todo ya que asumimos que había errores importantes dentro del alambrado, tomamos

⁵ Biopac Product Framset http://biopac.com/fr_prod.htm

esta decisión pese ya que el alambrado dejaba mucho que desear y nos íbamos a tardar más arreglando la tarjeta que volviéndola a hacer, aunque perdimos tiempo valioso y eso retrasó más nuestro avance. Esta vez decidimos probar todo primero en una protoboard, e ir armando todo por etapas y para un solo canal.

Se comenzó tal cual se planteo en la parte de Diseño (sección III.1), primero con el preamplificador de micrófono y se modificaron algunos valores del diseño previo y se sumo el capacitor en paralelo con la polarización del micrófono con el fin de minimizar el ruido, aunado a esto se decidió ocupar el OPA277⁶ en lugar de el LF411, ya que es un amplificador operacional de alta precisión aparte de que tiene una corriente de fuga muy pequeña al igual que un voltaje de offset muy bajo, además es un amplificador operacional que entre sus aplicaciones específicas esta el amplificar transductores y es uno de los amplificadores operacionales más usados en dispositivos médicos según el artículo "Information for Medical Applications" [7]. Una vez concluido nuestro preamplificador de micrófono comenzamos con el calculo de valores para el filtro pasa bajas de segundo orden, tuvimos algunos problemas en cuanto a los valores y para tener una respuesta según nuestra conveniencia, calculamos una de las resistencias utilizando un potenciómetro y un generador de funciones y después solo aproximamos a valores comerciales. Después de esto ya teníamos una señal de una amplitud aceptable y bastante clara como para trabajar con ella.

Sin embargo teníamos problemas con la tarjeta, algunos errores, por lo que decidimos realizar el circuito en tarjeta impresa, eliminando de esta manera los

⁶ High Precision Operational Amplifiers, Texas Instruments.

cables y los errores dentro del circuito, esto nos simplificó bastante la tarea de estar probando, ya que no se daban errores en la parte de los circuitos.

Para tener una señal mejor definida, decidimos pasarla por un comparador de voltaje para poder tener un umbral de comparación y así discriminar pequeñas variaciones de voltaje y solo trabajar con los picos que son la parte de la señal que nos interesa.

Todo lo que se planteó en el diseño fue construido y probado parte por parte para después unirlos en un solo circuito. Esto nos ayudó a estar seguros de que lo que estábamos calculando y desarrollando fuera correcto, lo que nos ayudó a estar seguros que estábamos haciendo las cosas de una manera correcta.

También al realizar el circuito impreso, nos ayudó a ya no tener que estar revisando los cables conectados, los cuales son muy frágiles y se desprenden constantemente, de esta manera logramos tener un dispositivo más confiable que el que teníamos anteriormente.

III.3 PRUEBAS

Hemos realizado las pruebas en nosotros, los integrantes del equipo, y pudimos obtener acceso a un hospital, con lo que pudimos tener pruebas de una paciente. Cabe destacar que en un inicio se nos ofreció la posibilidad de realizar pruebas con pacientes del Instituto Nacional de Perinatología, pero nuestro contacto con dicha institución, el Dr Felipe Badillo, nos advirtió que debido a los procedimientos internos del hospital sólo podríamos hacer pruebas con nuestro dispositivo funcionando al 100%.

Las pruebas realizadas en Hidalgo fueron un logro debido a que en las instituciones que pedimos colaboración para hacer pruebas, nos decían que no podían arriesgar a sus pacientes con pruebas de este tipo.

Para contrastar los resultados logrados anteriormente con los logrados hasta el día de hoy, se mostrarán dos imágenes, la primera obtenida en un periodo de trabajo anterior, y posteriormente, una imagen obtenida durante el segundo periodo de trabajo.

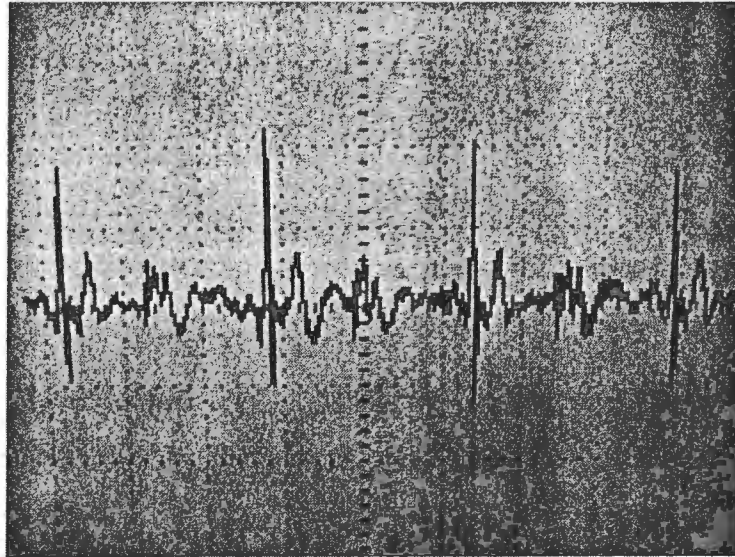


Imagen del primer semestre de trabajo. La amplitud de la señal es muy débil, del orden de los 2Vpp. Podemos ver que tenemos una señal muy contaminada de ruido y el segundo sonido cardiaco no se distingue de entre el ruido.

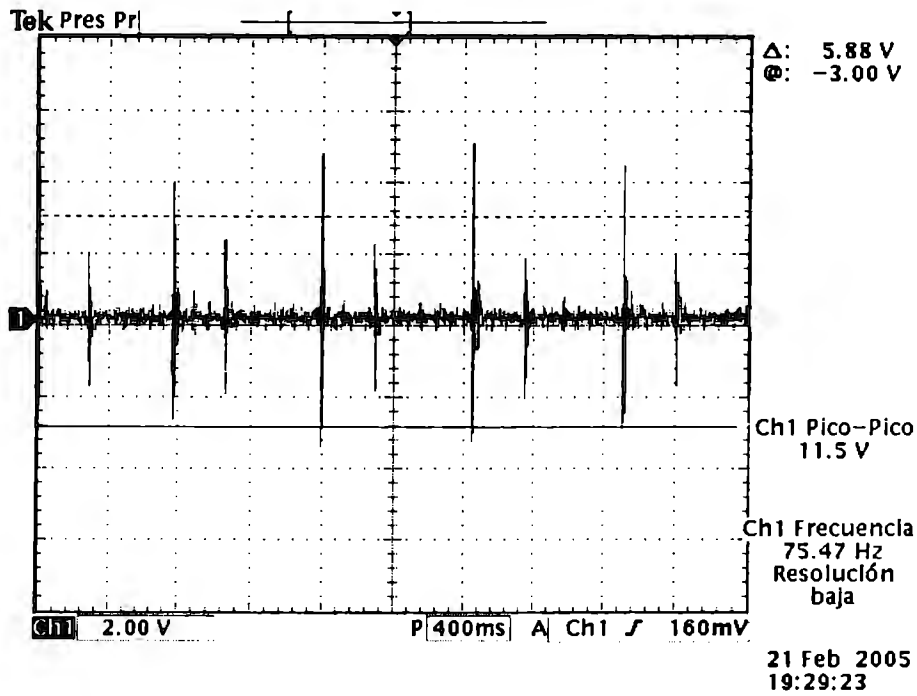
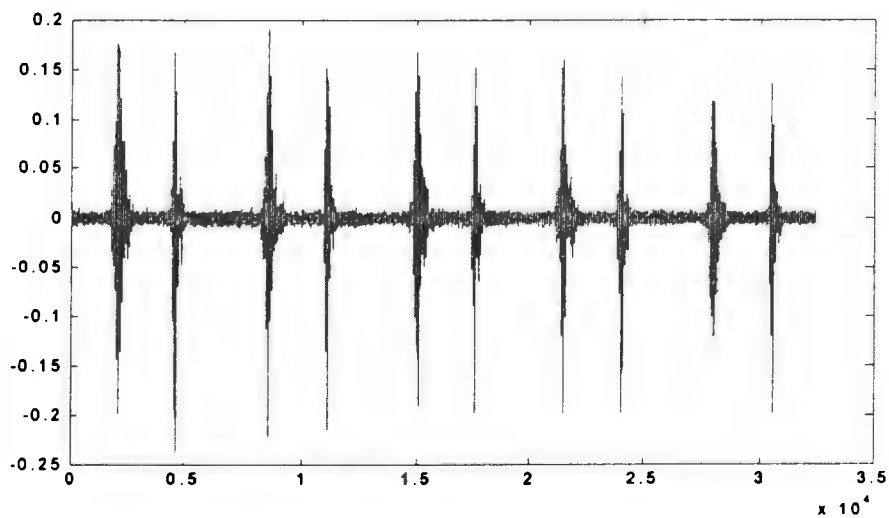


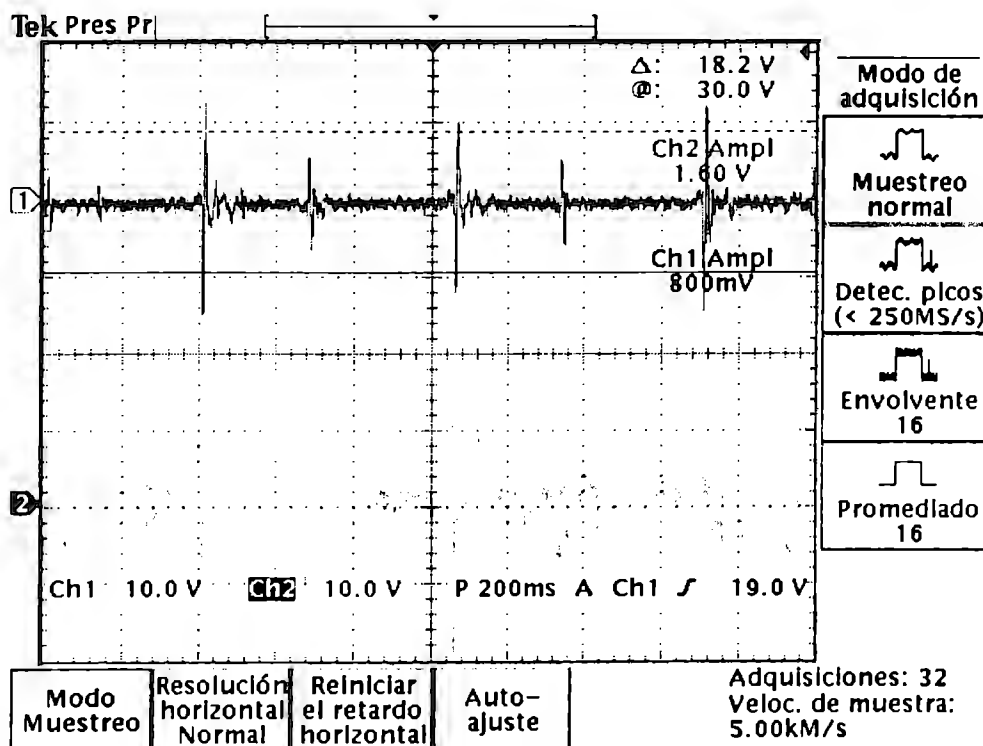
Imagen obtenida durante el segundo periodo. La amplitud obtenida es mucho mayor y menos contaminada de ruido que en el primer semestre. Podemos ver claramente el segundo sonido cardiaco.



Esta imagen muestra el sonido de un corazón normal adulto, esta imagen ya está procesada por un programa especializado y se encuentra filtrada, como podemos observar de las dos imágenes la señal obtenida por nosotros es muy parecida a la que se obtiene después de procesarla con un programa especial.

Como podemos ver con las imágenes (las de los dos semestres de trabajo) las diferencias entre las señales son muy grandes, en la primera aunque se alcanzan a distinguir claramente las señales de los sonidos cardiacos existe todavía mucho ruido, en la segunda imagen aunque todavía existe ruido sin embargo la definición clara de los dos sonidos, hace que éste ruido sea despreciable.

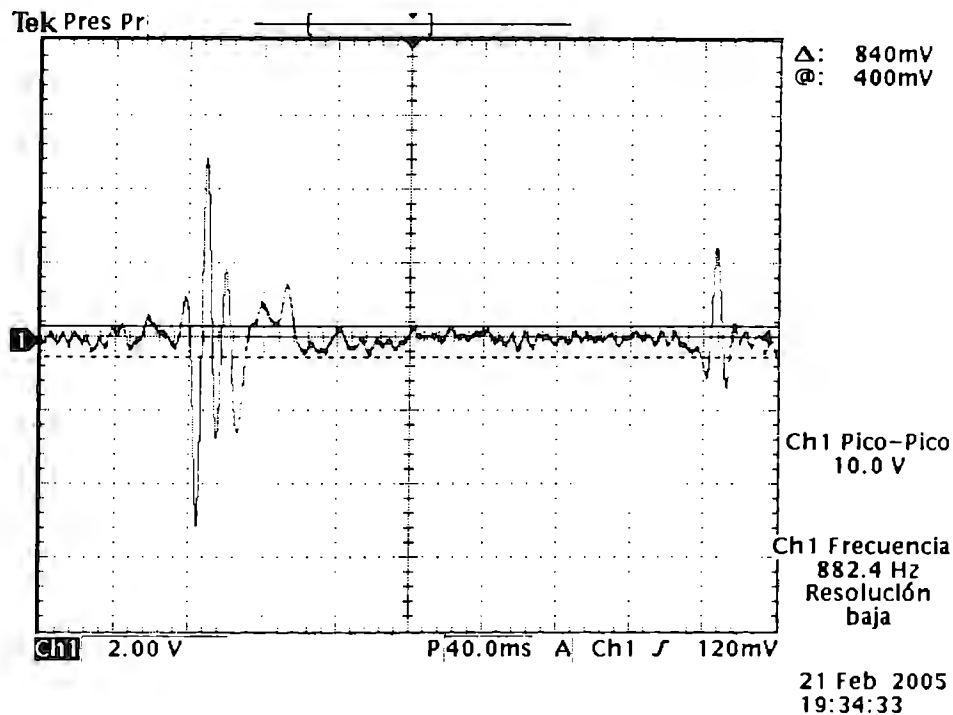
A continuación se mostrarán más imágenes captadas a lo largo del periodo de trabajo:



En esta imagen se ve la diferencia entre la etapa de filtrado (señal de arriba) y la etapa sin filtrar (señal de abajo), solamente amplificada, como podemos observar en la imagen el ruido que se elimina es bastante, y se pueden

distinguir claramente los dos sonidos, también es posible observar que existe un sonido más chico en amplitud que otro.

Como podemos ver, la etapa de filtrado resulta muy importante, ya que si quita bastante el ruido, el cuál podría traernos problemas de interpretación.

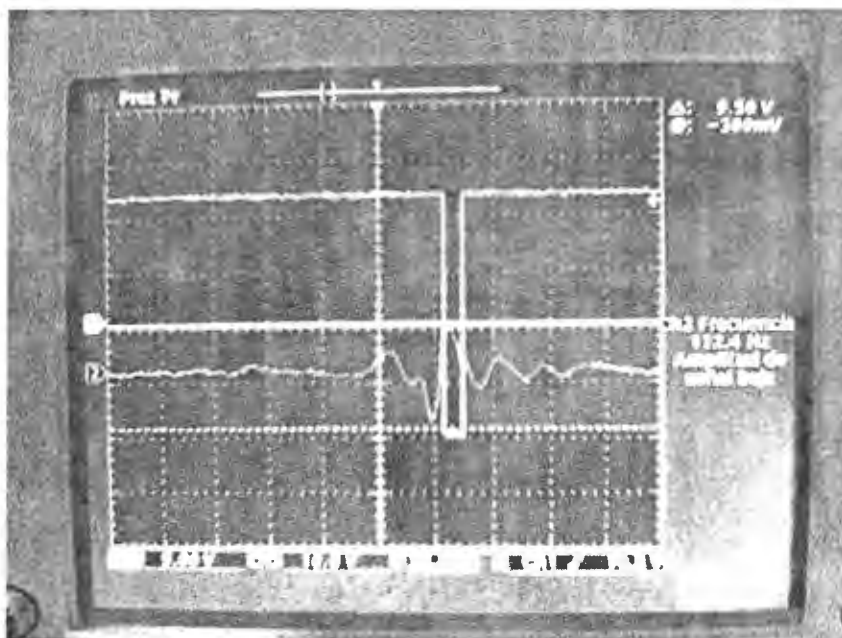
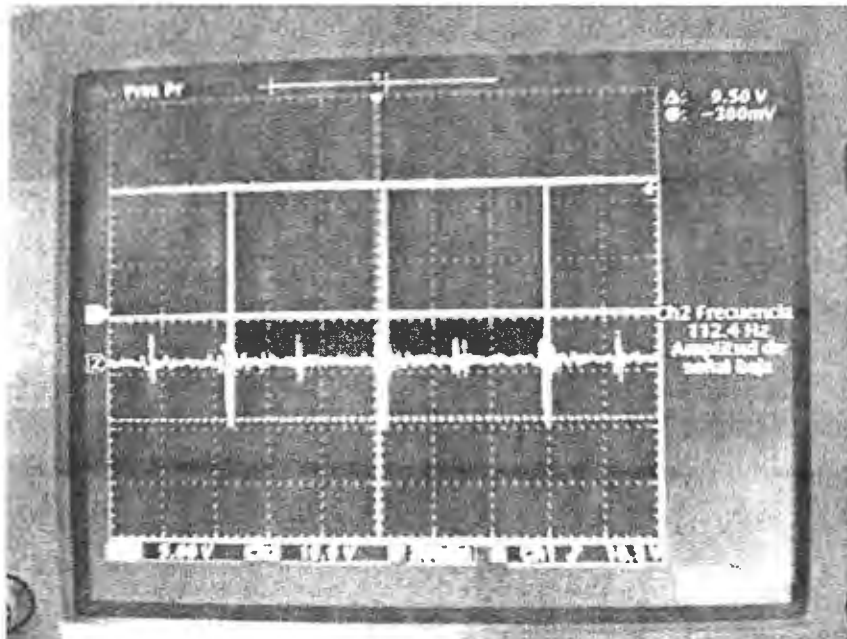


Esta imagen demuestra la cantidad de ruido en una señal, como se puede ver es casi despreciable, ya que existe, pero no es mucho.

Diseñamos un comparador de voltaje con la idea de que al momento de que se recibiera el primer sonido cardiaco (mayor en amplitud que el segundo), se obtuviera una señal cuadrada que posteriormente entrara en nuestro sistema minimo del 8051 y trabajar con los pulsos cardiacos. Para este objetivo se requirió una etapa que detectara la amplitud de los pulsos para auto-ajustar la ganancia del sistema. Se pensó esto previendo el uso de nuestro dispositivo en diferentes pacientes y con distintas etapas de gestación. Es de esperarse que la

intensidad de los pulsos cardiacos varíen en cada caso y debido a esto diseñamos el auto-ajuste.

Las pruebas realizadas con el comparador se muestran a continuación:

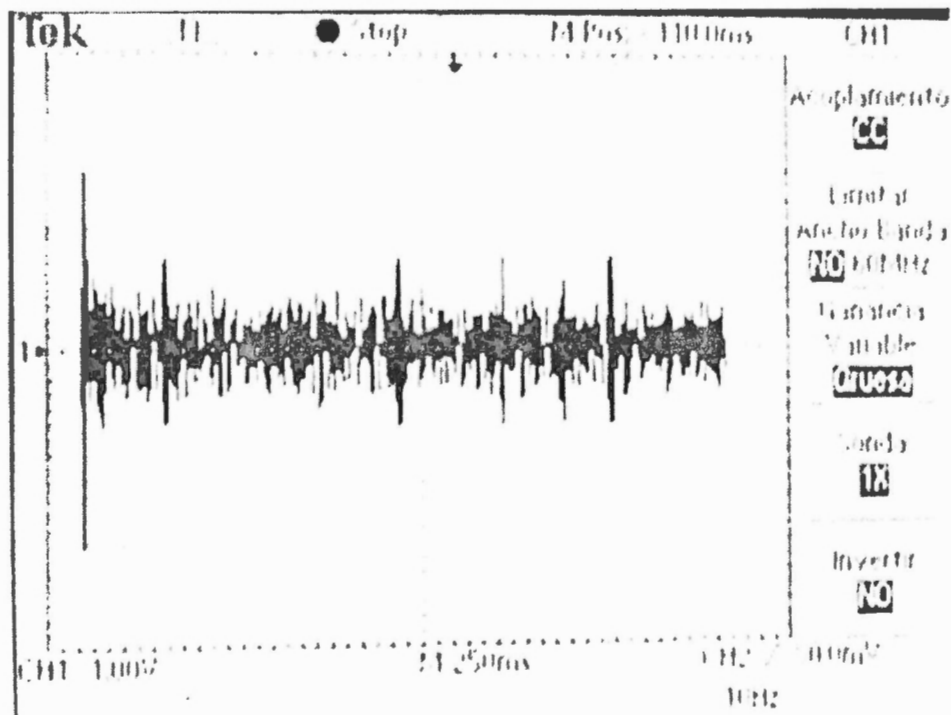


En la imagen de arriba es posible ver que el comparador se activa para cada pulso del primer sonido cardiaco (o pulso grande), en la imagen de abajo se

muestra la ventana de comparación, podemos ver que efectivamente obtenemos un pulso al momento de pasar cierto nivel de amplitud de la señal.

Durante las pruebas con una paciente embarazada, la señal del feto, como se esperaba, fue mucho mas débil y contenía más ruido, tuvimos que implementar una nueva etapa de filtrado con un filtro pasa bajas de segundo orden y una frecuencia de corte de 80 Hertz, también aumentamos la ganancia en el amplificador de micrófono para hacerlo más sensible.

A continuación mostraremos las imágenes obtenidas en las pruebas realizadas anteriormente:



Realmente nosotros no vimos el patrón tan claro, sin embargo el Doctor García nos comentó que los picos que se alcanzan a ver son los primeros sonidos (el de mayor amplitud), y que el segundo no se alcanza a ver en todos los casos

debido al ruido, sin embargo nos comentó que deberíamos de filtrar más la señal para obtener una mejor señal, y de esta manera poder ver mejor el patrón.

IV. CONCLUSIONES

En esta parte se mostrarán los resultados obtenidos a lo largo del semestre, así como nuestras proyecciones a futuro, y los comentarios del proyecto.

IV.1 PERSPECTIVAS Y TRABAJO A FUTURO

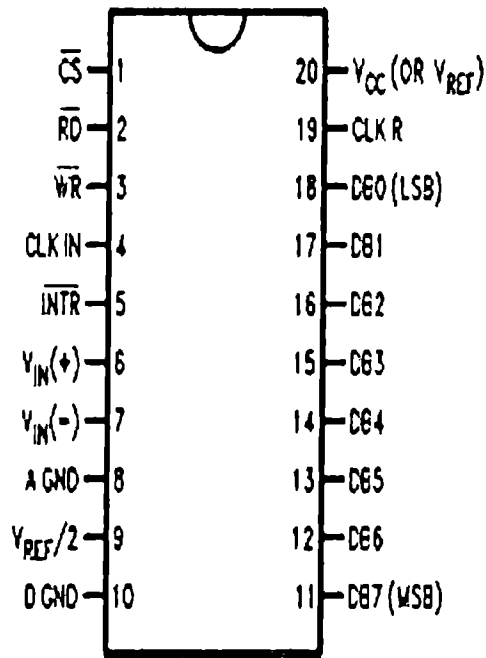
AUTOAJUSTE DEL SISTEMA

Parte de lo que ya no pudimos implementar fue el sistema de auto ajuste.

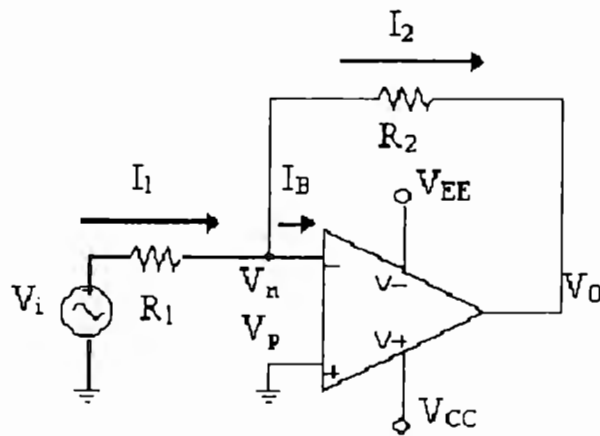
¿Qué es el sistema de auto ajuste? El sistema de auto ajuste sirve para regular el nivel de comparación con el que trabaja el comparador con histéresis, este tiene que variar debido a que ningún corazón es igual, varía de persona a persona, por lo que el nivel de comparación tampoco tiene que ser el mismo, si se tiene una señal con una amplitud considerable el nivel tiene que ser alto para que el comparador solo detecte el primer sonido del corazón (el de mayor amplitud), en caso contrario si la señal adquirida tiene una baja amplitud no se puede utilizar el mismo nivel de comparación debido a que probablemente si se tuviese un nivel de comparación fijo no detectaría ni si quiera el sonido de mayor amplitud.

¿Cómo resolver este problema?

La solución propuesta, como primer paso, es digitalizar la señal adquirida por medio de un convertidor analógico digital, el ADC0804.



Escogimos dicho dispositivo debido a que es un convertidor de 8 bits, que utiliza el método de aproximaciones sucesivas, con una fácil interfase con microcontroladores. El utilizar este chip tiene un problema, nuestra señal es una señal bipolar con amplitud de 3V (la señal adquirida mediante el dispositivo para un adulto tiene una amplitud de 11V pero para un feto tiene solo 3 V de amplitud) y el circuito solo acepta señales de 0 a 5 V. Para resolver esto antes de que la señal entre al convertidor tiene que pasar por un atenuador, que no es más que un amplificador con ganancia menor a uno como el mostrado en la siguiente figura:



Con una ecuación de salida:

$$V_o = -V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

Donde se tiene que cumplir que: $R_1 > R_2$ para que la ganancia sea menor a uno, además de que estas relaciones se deben de calcular tal que el voltaje pico a pico de la señal de salida (V_o) sea menor a 5V. Pero utilizando este circuito estamos invirtiendo nuestra señal por lo que hay que aplicarle también un circuito inversor para tener nuestra señal de la misma forma que la señal adquirida pero con una amplitud menor.

El circuito inversor sugerido es idéntico al anterior pero con una relación de resistencias $R_1 = R_2$ para que la ganancia sea unitaria y la ecuación de salida de dicho subsistema sea:

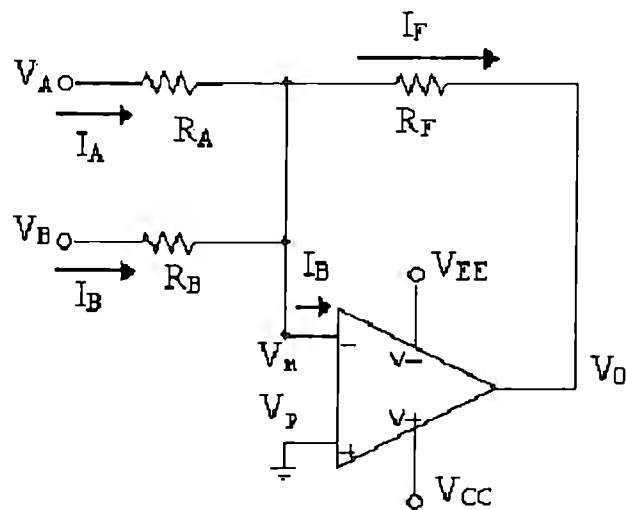
Sabiendo que V_o del primer circuito va a ser V_i del segundo y que la relación

de resistencias del segundo circuito tiene que ser $\frac{R_2}{R_1} = 1$ tenemos que:

$$V_o = V_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \text{ Que es una señal atenuada y no invertida.}$$

Una vez que nuestra señal tenga menos de 5V pico a pico se le tiene que agregar un off set debido a que nuestra señal es bipolar, referenciada a tierra

(0V) , y el ADC solo acepta señales de 0 a 5V esto se hace con un circuito sumador mostrado a continuación:



Cuya ecuación de salida es:

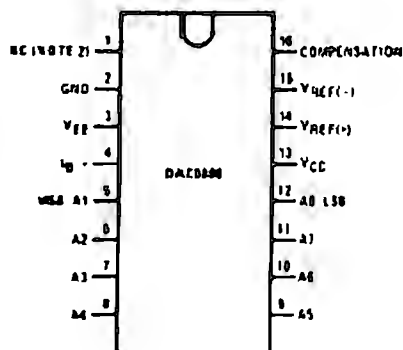
$$\text{Si } R_A = R_B = R_1 \text{ entonces } V_O = -\frac{R_F}{R_1}(V_A + V_B)$$

Donde V_A es nuestra señal atenuada con un voltaje pico a pico menor a 5 V y V_B es el nivel de voltaje DC que vamos a agregar a nuestra señal que debido a las condiciones de amplitud y rango de voltajes que debe de manejar, proponemos que este valor debe de ser de 2.5 V.

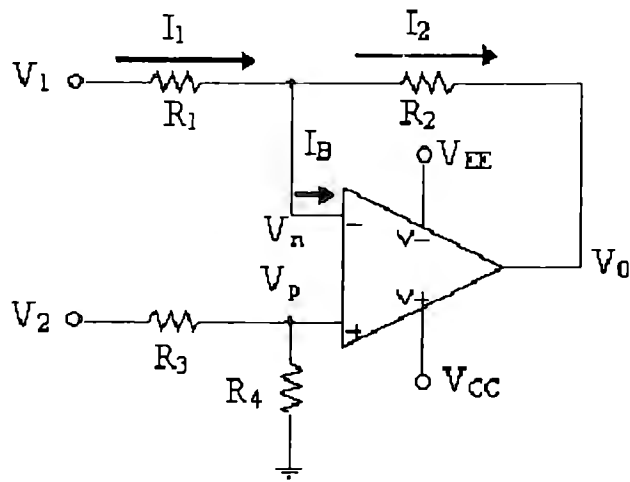
Ahora si ya que nuestra señal cumple con las condiciones para que el convertidor opere apropiadamente se puede digitalizar la señal. Una vez digitalizada la señal el paso a seguir es capturarla con nuestro microcontrolador, y procesar esta información.

El programa que hace dicho proceso de esta información se encuentra en el anexo. Básicamente este programa lo que hace es leer el dato de la señal digitalizada por un puerto de entrada, pasar dicho dato por una mascara para

solo tener datos de picos de la señal. A este punto tenemos los picos más altos de la señal, de dichos datos compararlos entre ellos y obtener el dato más bajo, no hay que perder de vista lo que buscamos con este proceso, obtener un valor óptimo de comparación, y el valor más bajo de los valores obtenidos representa un caso extremo de la señal del paciente al cual se le va a realizar el estudio, pero para garantizar una comparación óptima a este valor se le tiene que restar además un valor pequeño, para obtener un valor más pequeño que el valor más bajo del sonido más alto de la señal. Una vez que ya tenemos dicho valor hay que regresarlo a análogo, ¿cómo hacer esto? Mediante un convertidor digital análogo o DAC. El que sugerimos utilizar es el DAC0808.



Dicho convertidor es un convertidor de 8 bits que es el número de bits que ocupa el microcontrolador, el valor de DC que nos va a proporcionar el DAC, todavía no lo podemos utilizar como referencia para nuestro comparador con histéresis ya que dicho valor serviría para comparar una señal de 5 V pico a pico referenciada a 2.5 V por lo que, para obtener nuestro voltaje de referencia, al valor de DC obtenido de el DAC hay que aplicarle el proceso inverso al que le aplicamos para digitalizar la señal, es decir primero restarle un valor de 2.5 V y posteriormente amplificarlo por un factor inverso al factor por el cual se redujo. Todo esto se puede hacer mediante el siguiente circuito sugerido:



Con ecuación de salida: $V_o = \left(\frac{R_2}{R_1}\right)(V_2 - V_1)$ donde $R_3 = R_1$ y $R_4 = R_1$ además de

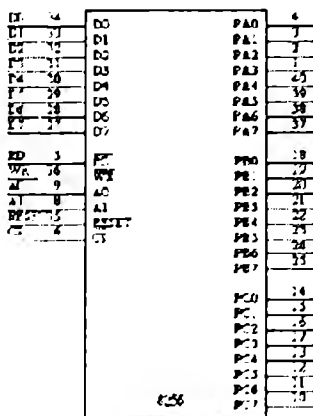
que V_1 tiene que ser 2.5 V y V_2 el valor de DC obtenido por el DAC, con lo cual le quitamos el voltaje de offset de 2.5 V, ahora bien, para amplificar la señal por un factor proporcional al factor con el cual se atenuó la señal hay que calcular la relación $\frac{R_2}{R_1}$ tal que el valor de esta relación sea inversamente proporcional al

valor de la atenuación, después de esto ya tendremos un valor de DC que sirva como nivel de comparación óptimo que se auto ajusta para que cualquier paciente sin importar el nivel de la señal obtenida por el sistema de adquisición. Ahora bien, ¿por qué no se implementó esto durante el periodo de trabajo?, la principal razón fue el factor tiempo, ya que la necesidad de que el sistema tuviera un nivel de comparación dinámico ajustable para cada paciente se planteó prácticamente al final del periodo de trabajo. Debido a esto sólo se alcanzó a hacer el programa del microcontrolador, además, debido a lo ya expuesto, se requiere de circuitería extra tan solo para digitalizar la señal y otra circuitería para obtener el valor útil de comparación. Pese a que son circuitos

relativamente fáciles de implementar hay algo más que no hemos tomado en cuenta, el microcontrolador utilizado.

El microcontrolador utilizado tiene 4 puertos en entrada y salida de esos 4 puertos el puerto 3 (P3) es un puerto de control, esto es, que tiene señales de control al microcontrolador como interrupciones externas de timer o la interrupción externa por la cual entran los pulsos de la frecuencia cardíaca además de que se utilizaron otros PINES de dicho puerto para indicadores de operación (LED's) y la tecla de inicio de diagnóstico. El puerto uno (P1) completo se utilizó completamente para el Display de LCD por el cual se despliega la frecuencia cardíaca y en caso de alguna anomalía la causa por la que se activo la alarma, dicho LCD aparte del puerto 1 ocupa tres pines del puerto 2 (P2), por lo que el único puerto completo que tenemos disponible en nuestro microcontrolador es el puerto 0 (P0). Esto es insuficiente para implementar el sistema sugerido de auto ajuste del nivel de comparación por lo que hay que agregarle un dispositivo al microcontrolador para poder acoplarle el convertidor analógico digital (ADC) y el convertidor digital analógico (DAC) que ocupan un puerto de 8 bits cada uno, un expensor de puertos.

El expensor de puertos que proponemos para hacer esto es el 8255.



El 8255 es una interfase periférica programable muy popular que tiene muchas aplicaciones. Tiene 24 terminales de entrada y salida programables por grupos de 12 terminales, que se utilizan en 3 modos diferentes de funcionamiento. En el gráfico anterior es claro que las 24 terminales de entrada y salida se dividen en tres puertos, A, B y C. Los puertos A y B se pueden definir como de entrada y salida y el puerto C se puede definir como ambas ya que la parte superior del puerto C (PC7-PC4) es programable independiente de la parte inferior (PC0-PC3). Este expansor de puertos se implementaría en el puerto 0 y se controlaría con los PINES restantes del puerto 2. Como se puede ver su implementación es en cierta medida sencilla pero consume bastante tiempo que es un recurso del cual no disponemos por lo cual decidimos no implementar esta parte, aunque si continuáramos desarrollando el proyecto, sería una parte fundamental en el mismo.

IV.2 COMENTARIOS

Cuando planteamos este proyecto, consideramos muy importante buscar una solución para el problema del monitoreo fetal. No existen métodos comerciales que ayuden a revisar constantemente la frecuencia cardiaca del feto, a no ser que se encuentre hospitalizada la madre. Cuando el feto se encuentra en problemas, no hay modo de ayudarlo a comunicarse con el medio exterior. Planteamos la posibilidad de un sistema que se basara en la variación de la frecuencia cardiaca para ayudar al medico a prever enfermedades. Consideramos que la temprana detección de un padecimiento o enfermedad mediante el estudio de la frecuencia cardiaca, puede ayudar a salvar vidas humanas que en un momento dado pudieran ser la de nuestros propios hijos.

Una mala atención de un padecimiento fetal puede traer consecuencias irreversibles, si es que no, la muerte.

Desde el inicio estuvimos cuidadosos de perseguir nuestros objetivos, que fueron: diseñar un sistema económico y práctico para la detección de la variación de la frecuencia cardiaca fetal. Tal vez el objetivo que nos causó más conflictos fue la parte económica, ya que en el proceso del proyecto tuvimos varias opciones que pudieron haber facilitado los resultados, pero el costo se hubiera incrementado a precios no accesibles, ni para nosotros como estudiantes, ni para el mercado, pensando en el hecho de volver nuestro sistema comercial.

El proyecto comenzó como una búsqueda a la solución de este problema, pero se convirtió en el reto más grande que tuvimos durante nuestra carrera. El tiempo dedicado a la documentación, diseño e implementación nos unió como equipo y formó un lazo que va más allá de lo profesional que difícilmente olvidaremos.

Tuvimos que documentarnos sobre áreas científicas que no conocíamos y como consecuencia lidiar con temas y tecnicismos totalmente nuevos para nosotros ya que no estamos familiarizados con la medicina. Afortunadamente contamos con apoyo médico constante que nos resolvió las dudas que se nos fueron presentando y de un tutor de proyecto que gracias a su continua presión nos hizo trabajar a marchas forzadas.

Finalmente desarrollamos una herramienta que de modo práctico y económico detecta las variaciones de frecuencia y ayuda al monitoreo cardiaco del feto.

[4] "Evaluación de la transformada de Hilbert en Señales Fonocardiográficas Fetales para la Generación de Cardiotacogramas", A. Jiménez González, S. Charleston Villalobos, MA. Peña Castillo, AT. Aljama Corrales, MR. Ortiz Pedroza, Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 1999, Vol XX número 2.

[5] "A Rule-Based Phonocardiographic Method for Long-Term Fetal Heart Rate Monitoring". Ferenc Kovács, Miklós Török, István Habermajer, IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 47, no. 1, January 2000

[6] "Tratado de Obstetricia y Ginecología". David N. Danforth, Nueva Editorial Interamericana, Cuarta edición, México D.F., 1987

[7] "Information for Medical Applications", Real Word Signal Processing, Texas Instruments.

[8] "Electrical Measurement, signal processing, and displays", John G. Webster, CRC, 2003.

[9] "An improved Phonocardiographic Method for Fetal Heart Rate Monitoring", F. Kovács, 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.20, No 4, 1998.

www.biopac.com

<http://www.cyber-nurse.com/veetac/cham10.htm>

<http://www.blaufuss.org/>

VI. ANEXOS

A continuación anexamos el programa de software:

LED EQU P3.3

LED1 EQU P3.4

LED2 EQU P3.5

CONT1 EQU R3

CONT2 EQU R4

;PROGRAMA QUE UTILIZA DOS INTERRUPCIONES LA DE TIMER0 Y LA
INTERRUPCION 0 POR LA INTERRUPCION ENTRAN LOS PULSOS
;Y SE VAN CONTANDO EN R2, SI NO ESTA ACTIVADA LA TECLA DE INICO
DE ESTUDIO NO PASA NADA AUNQUE ENTREN LOS PULSOS
;SI SE ACTIVA LA TECLA, SE PRENDE UN LED POR CADA PULSO QUE
ENTRA Y OTRO POR CADA DOS, UNA VEZ PASADOS 15 SEG
;SE TOMA EL NUMERO TOTAL DE PULSOS QUE ENTRARON
REGISTRADOS EN R2 SE DIVIDEN ENTRE 2 PARA SOLO TOMAR PULSOS
CARDIACOS
;COMPLETOS, Y SE MULTIPLICAN POR 4 PARA TENER AL FINAL
PULSACIONES POR MINUTO, ESTE VALOR SE ALMACENA EN UNA
DIRECCION
;DE MEMORIA INTERNA DIFERENTE, COMENZANDO EN LA 30H
INCRMENTANDO DICHA DIRECCION PARA CADA LECTURA TOMADA
CADA 15 SEG

ORG 0

JMP MAIN

ORG 3H

JMP INTERRUPCION1

ORG 0BH

JMP TIMER0

MAIN:

NOP

NOP

MOV SP, #70

MOV IE, #10000011b; ACTIVAR INTERRUPCIÓN EXTERNA 1 Y TIMER

0

MOV TMOD, #00000001b; TIMER 0 EN MODO DOS DE

AUTORECARGA

MOV TH0, #0D8H ; CONSTANTE DE TIMER 0 PARA 10 mSEG

MOV TL0, #0F0H ;CONSTANTE DE TIMER 0 PARA 10 mSEG

MOV IP, #1 ; PRIORIDAD A INTERRUPCION 1

MOV R1, #20H ; CARGAR EL REGISTRO R1 CON 20H COMO

PUNTERO A MEMORIA

MOV R2, #0 ; CARGAR EL REGISTRO R2 CON 0

MOV R5, #50 ; CARGAR EL REGISTRO R5 CON 100 PARA QUE

CUENTE 1 SEGUNDO

MOV R6, #15 ; CARGAR EL REGISTRO R6 CON 15 PARA QUE

CUENTE 15 SEGUNDOS

MOV P0, #0

```

CLR RS0      ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2
SETB RS1     ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2
MOV R7, #30H; PUNTERO A RAM DE RESULTADOS TOTALES
MOV R6, #40H; PUNTERO A RAM DE RESULTADOS DE PROMEDIO
DE 4 MINUTOS

MOV R5, #16 ; CONTADOR DE 16 DATOS PARA HACER 4 MINUTOS
CLR RS0     ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 0
CLR RS1     ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 0

CLR LED
CLR LED1
SETB LED2
SETB P3.6
JMP $

```

RETARDO:

```

MOV CONT1, #25
CICLO2:
MOV CONT2, #200
CICLO1:
DJNZ, CONT2, CICLO1
DJNZ, CONT1, CICLO2
RET

```

INTERRUPCION1:

PUSH ACC ;GUARDAR REGISTRO DE PILA

PUSH PSW

INICIO:

JB P3.6, TIMER

JMP CONTINUAR

TIMER:

SETB TR0

CLR P3.6

CONTINUAR:

INC R2 ; INCREMENTA REGISTRO CADA

QUE ENTRA UN PULSO

CPL LED ; ENCIENDE EL LED

INDICANDOR DE ENTRADA DE PULSO

NOP

NOP

NOP

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

CPL LED ; APAGAR EL LED INDICADOR

DE ENTRADA DE PULSO

RETORNO:

POP PSW

POP ACC

RETI

TIMER0:

PUSH ACC ;GUARDAR REGISTRO DE PILA

PUSH PSW

CPL LED1

;DJNZ R5, RETORNO2

;MOV R5, #50 ; RECARGAR EL REGISTRO CON 100 PARA HACER

OTRO SEGUNDO

;DJNZ R6, RETORNO2

;MOV R6, #15 ; RECARGAR EL REGISTRO CON 100 PARA HACER

OTROS 15 SEGUNDOS

INICIO2:

CPL LED1 ; ENCIENDE LED CADA 15 SEG INDICANDO EL

CALCULO DE LA FRECUENCIA CARDIACA

CPL LED2 ; APAGA EL LED CADA 15 SEG INDICANDO EL

CALCULO DE LA FRECUENCIA CARDIACA

NOP

NOP

NOP

NOP

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

```

MOV A, R2 ; MUEVE EL NUMERO DE LECTURAS AL
ACUMULADOR

MOV B, #4 ; CARGAR EL REGISTRO B CON 4 PARA LA
MULTIPLICACION DE PULSOS

MUL AB ; MULTIPLICA EL NUMERO DE PULSOS EN 15
SEGUNDOS Y LO MULTIPLICA POR 4 PARA TENER PULSOS POR
MINUTOS

MOV @R1, A; MUEVE A LA RAM INTERNA, DIRECCION 20H,
EL NUMERO DE PULSACIONES POR MINUTO, FRECUENCIA CARDIACA

INC R1 ; INCREMENTA LA DIRECCION DE LA PROXIMA
DIRECCION DONDE SE GUARDE LA FRECUENCIA CARDIACA

CALL DIAGNOSTICO

MOV P0, A

NOP

NOP

NOP

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

;CALL RETARDO

CPL LED1 ; APAGA EL LED INDICADOR DE CALCULO DE
FRECUENCIA

CPL LED2 ; ENCIENDE EL LED INDICADOR DE CALCULO DE
LA FRECUENCIA

MOV R2, #0; RECARGA EL REGISTRO R2 A CERO PARA UNA
NUEVA CUENTA DE PULSOS

```


RETORNO2:

```
MOV TH0, #0D8H ; CONSTANTE DE TIMER 0 PARA 10
mSEG
MOV TL0, #0F0H ;CONSTANTE DE TIMER 0 PARA 10
mSEG
POP PSW
POP PSW
POP ACC
RETI
```

DIAGNOSTICO:

```
CLR RS0 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2
SETB RS1 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2
DJNZ R5, EXIT
MOV R5, #16 ; RECARGAR CONTADOR DE 16
```

DATOS PARA HACER 4 MINUTOS

```
CLR RS0 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 0
CLR RS1 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 0
```

MOV A, R1 ; MOVER AL ACUMULADOR LA DIRECCION
DE MEMORIA DE R1 (16 LUGARES DESPUÉS DE LA 20H, DONDE
EMPIEZA)

MOV B, #16 ;PARA RESTARLE A LA DIRECCION DE
MEMORIA 16 LUGARES

SUBB A, B ; RESTARLE 16 AL PUNTERO A RAM PARA
DEJARLO DONDE EMPIEZAN EL PRIMER DATO DE LOS 16 DE LOS 4
MINUTOS.

CLR RS0 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2
SETB RS1 ; PASAR AL BANCO DE REGISTROS 2

MOV R0,A ; PONER EN R0 EL NUEVO PUNTERO A
RAM DONDE EMPIEZAN LOS DATOS DE LAS FRECUENCIAS

MOV R6, #4

UNMINUTO:

MOV R1, #50H ; PUNTERO A RAM DONDE SE
EMPIEZA A GUARDAR DATOS PARA CALCULOS (FIJA)

MOV R2, #4 ; CONTADOR PARA HACER
PROMEDIOS DE 4 DATOS EN UN MINUTO

CONTINUA:

MOV A, @R0 ; LEER EL PRIMER
DATO Y PONERLO EN EL ACUMULADOR

MOV B, #4 ; CARGAR B CON 4
PARA PODER DIVIDIR LOS DATOS ENTRE 4

DIV AB ;DIVIDIR LA FRECUENCIA ENTRE 4

MOV @R1, A ;MOVER EL COCIENTE A LA
DIRECCION 50, 52, 54... (RAM DE RESULTADOS)

INC R1 ;INCREMENTAR EL PUNTERO A
RAM DE RESULTADOS

MOV @R1, B ;MOVER EL RESIDUO A LA
DIRECCION 51, 53, 55...

INC R0 ;INCREMENTAR EL PUNTERO A
RAM DE FRECUENCIA CARDIACA

INC R1 ;INCREMENTAR EL PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS

DJNZ R2, CONTINUA ;HACERLO 4 VECES PARA
HACER EL PROMEDIO DE UN MINUTO

CLR C ;BORRAR EL CARRY SOLO POR
SEGURIDAD

MOV R0,#60H ; PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS 2

MOV R3, #2 ; CONTADOR PARA SUMAR
LOS DOS COCIENTES DE LA RAM DE RESULTADOS

MOV R1, #50H ; PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS

CONTINUANDO:

MOV A, @R1 ;LEER EL PRIMER
COCIENTE Y MANARLO AL ACUMULADOR

MOV R2, A ; MOVER EL CONCIENTE A
R2

```

                INC R1          ;INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS UNA VEZ

                INC R1          ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS UNA SEGUNDA VEZ

                MOV A,@R1      ;LEER EL SEGUNDO
COCIENTES Y PONERLO EN EL ACUMULADOR

                ADD A,R2       ;SUMAR AMBOS
COCIENTES

                MOV @R0,A      ; MOVER EL
RESULTADO A RAM DE RESULTADOS 2

                INC R0         ; INCREMENTAR PUNTERO
A RAM DE RESULTADOS 2

                INC R1         ;INCREMENTAE EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS UNA VEZ

                INC R1         ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS UNA SEGUNDA VEZ

                DJNZ R3, CONTINUANDO ; HACERLO DOS
VECES POR QUE SOLO HAY CUATRO COCIENTES

                MOV R0, #60H   ; PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS 2

                MOV A, @R0     ; LEER EL PRIMER
RESULTADO DE SUMA DE RAM DE RESULTADOS 2 Y PONERLO EN EL
ACUMULADOR

```

```

MOV R2,A      ; MOVER EL DATO A R2
PARA LIBERAR EL ACUMULADOR
INC R0        ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS 2
MOV A, @R0    ; LEER EL SEGUNDO
RESULTADO DE LA SUMA DE LA RAM DE RESULTADOS 2 Y PONERLO
EN EL ACUMULADOR
ADD A, R2     ; SUMAR LOS DOS
RESULTADOS DE LA SUMA ANTERIOR PARA TENER PARTE DEL
PROMEDIO
MOV R1,A
MOV A,R7
MOV R0, A     ; APUNTADOR A RAM DE
RESULTADOS TOTALES
MOV A,R1
MOV @R0, A    ; GUARDAR EL
RESULTADO EN LA RAM DE RESULTADOS TOTALES
MOV R0, #51H  ; PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS 2
MOV R1, #50H  ; PUNTERO A RAM DE
RESULTADOS
MOV R2, #2    ; CONTADOR PARA
SUMAR LOS DOS RESIDUOS

```

RESIDUANDO:

```

MOV A, @R0      ; MOVER AL
ACUMULADOR EL PRIMER RESIDUO DE LA RAM DE RESULTADOS
MOV R3, A       ; MOVER EL PRIMER
RESIDUO AL R1 PARA LIBERAR EL ACUMULADOR
INC R0          ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS UNA VEZ
INC R0          ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS POR SEGUNDA VEZ
MOV A, @R0      ; LEER EL SEGUNDO
RESIDUO Y PONERLO EN EL ACUMULADOR
ADD A, R3       ; SUMAR LOS DOS
RESIDUOS
MOV @R1, A      ; MOVER EL
RESULTADO A RAM DE RESULTAROS
INC R0          ;INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS
INC R0          ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS
INC R1          ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM DE RESULTADOS
DJNZ R2, RESIDUANDO ;HACERLO DOS
VECES POR QUE SOLO HAY CUATRO RESIDUOS
MOV R0, #50H    ; PUNTERO A RAM A
EL PRIMER RESULTADO DE LA SUMA DE RESIDUOS

```

```

MOV A,@R0      ; MOVER EL PRIMER
RESULTADO DE LA SUMA AL ACUMULADOR
MOV R1, A      ; MOVER EL
RESULTADO A R1 PARA LIBERAR EL ACUMULADOR
INC R0         ; INCREMENTAR EL
PUNTERO A RAM
MOV A, @R0     ; LEER EL SEGUNDO
RESULTADO DE LA SUMA AL ACUMULADOR
ADD A, R1      ; SUMAR AMBOS
RESULTADOS
MOV B, #4      ; MOVER 4 A B PARA
DIVIDIR LAS UMA DE RESIDUOS ENTRE CUATRO
DIV AB        ; DIVIDIR EL RESULTADO
DE LA SUMA ENTRE CUATRO
MOV R1, A      ; PONER EL COCIENTE
DE LA DIVISION EN R1
MOV A, R7
MOV R0, A      ; PUNTERO A RAM DE RESULTADO
TOTALES
MOV A, @R0     ; LEER EL DATO DE LA
SUMA DE LOS COCIENTES Y PONERLO EN EL ACUMULADOR
ADD A, R1      ; SUMAR EL RESULTADO
DE LA SUMA DE COCIENTES CON EL COCIENTE DE LOS RESIDUOS
MOV @R0, A     ; MOVER EL
RESULTADO TOTAL A LA RAM DE RESULTADO TOTALES

```

INC R7

DJNZ R6, UNMINUTO ;HACE PROMEDIO

DE LECTURAS DE UN MINUTO CUATRO VECES PARA HACER ASI
CUATRO MINUTOS

MOV P0, A

MOV R4, A

MOV R5, #120

CLR C

SUBB A, R5 ; COMPARA SI EL VALOR

DE EL PROMEDIO ES MAYOR A 120

JC NOHAYPROBLEMAS1

SETB P2.7 ; ENCIENDE EL BUZER

(ALARMA) INDICANDO QUE LA FRECUENCIA ESTA BAJA

JMP \$

NOHAYPROBLEMAS1:

MOV A, R4

MOV R5, #160

CLR C

SUBB A, R5 ; COMPARA SI EL

VALOR PROMEDIO ES MAYOR A 160

JC NOHAYPROBLEMAS2

SETB P2.7 ; ENCIENDE EL BUZZER

(ALARMA) INDICANDO QUE LA FRECUENCIA ES ALTA

JMP\$

NOHAYPROBLEMAS2:

SETB LED

SETB LED1

SETB LED2

JMP \$

EXIT:

CLR RS0 ; PASAR AL BANCO DE

REGISTROS 0

CLR RS1

RET

END

VII. POSTER



TECNOLÓGICO
DE MONTERREY.

México D. F. a 28 de Abril de 2005
ITESM-COM

Monitoreo de Frecuencia Cardíaca Fetal

Proyectos de Ingeniería II

Aseores:

M. en C. Arturo Francisco Cruz
M. en C. Luis Montesinos Silva
Coordinador de Proyecto:
Dr. Raúl Crespo Saucedo

Autores:

Jacobo García Acosta 954542
Ernesto Fierros Uehara 954943
José Alfredo Flores 969990

Introducción:

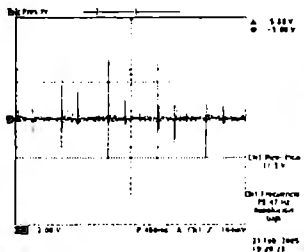
Actualmente no existen dispositivos económicos que permitan obtener la señal de la frecuencia cardíaca fetal y que sean capaces de realizar un diagnóstico de ella, que sean de uso sencillo y portátiles. Este proyecto consiste en la creación de un dispositivo que tenga estas funciones, dicho dispositivo no va a detectar un padecimiento como tal, sino que detecta anomalías en la frecuencia cardíaca como taquicardia o bradicardia.

Objetivos:

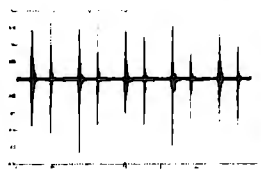
- Desarrollar un dispositivo capaz de detectar la señal cardíaca del feto.
- Desarrollar algoritmos de programación necesarios para poder determinar el estado de la frecuencia.
- Lograr que el sistema además de que cumpla los objetivos anteriores sea de bajo costo.

Resultados:

Se cuenta con todo el hardware necesario para la adquisición de la señal cardíaca, así como para la detección de la frecuencia esta última no solo en hardware sino en software ya que se utiliza un microcontrolador para ello.



En esta imagen se muestra señal del corazón adquirida por el sistema de una persona adulta

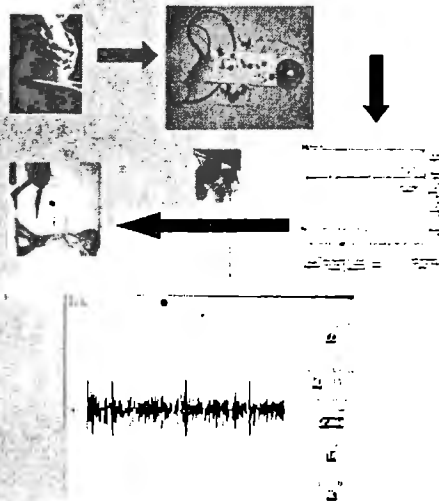


Esta gráfica es la obtenida por un equipo de fonocardiografía que ya se encuentra en el mercado, como se puede ver es muy similar a la obtenida por el dispositivo diseñado.

Desarrollo:

El proyecto consta de un sistema de detección de los sonidos del corazón mediante el acoplamiento de un micrófono con un estetoscopio biauricular, un circuito de polarización para dicho micrófono posteriormente la amplificación y filtrado de la señal obtenida por dicho micrófono.

Diagrama de bloques:



En esta gráfica se puede ver la señal obtenida en una paciente embarazada de 7 meses mediante el dispositivo, pese a que el ruido es considerable el patrón cardíaco se sigue distinguiendo.

Conclusiones:

Se cumplió con el objetivo más importante que era el de desarrollar un dispositivo que capturara la señal del feto que fuera económico y pese a que no se realizaron pruebas, se obtuvieron de la simulación los resultados deseados de la etapa de diagnóstico.