

SAFE°NANT

Rodrigo Tuesta, Marcelo Gozuela, Ariana Estrada, Valeria Zavaleta, Sebastian Carbajal
Fundamentos de Biodiseño 2020-2, Ingeniería Biomédica PUCP-UPCH

Como objetivo de este trabajo nos propusimos enfocarnos en uno de los factores físicos que pudieran conducir a la muerte fetal y por consiguiente materna. En este caso nos decidimos enfocar en la detección de la frecuencia cardiaca fetal, un parámetro para medir los latidos del corazón por minuto, fue una de las anomalías que se presentaron en el caso clínico ya que el feto presentaba irregularidades en este parámetro. En este contexto establecido, nuestro dispositivo tiene como propósito el monitoreo constante de la frecuencia cardiaca fetal, esto se logra mediante un cinturón ajustable a las medidas del paciente que contiene integrado un micrófono en una tarjeta electrónica junto a otros componentes ,logrando captar la frecuencia cardiaca fetal de manera constante.

I. INTRODUCTION

A. Contexto

El Ministerio de Salud del Perú logró , en el año ,2018, clasificar la muerte materna en tres grandes categorías: la muerte materna directa, resulta de las complicaciones obstétricas, de tratamiento, de omisiones al momento del parto; la muerte materna indirecta deriva de las enfermedades previas o durante el embarazo y que fue agravada debido a los acontecimientos en el proceso del embarazo ; finalmente la muerte materna incidental que no se relaciona a las previamente mencionadas , consiste en causas accidentales o incidentales.[1] A pesar de esta clasificación se puede ahondar en las causas que surgen como consecuencia de un contexto socio económico poco favorable como al igual de un sistema de salud con pocos recursos. En cuanto a la escasez del sistema de salud se identifica que los establecimientos de salud no cumplen con el 90% de los estándares de calidad [2] para cumplir funciones obstétricas , así mismo tienen recursos limitados de personal, infraestructura, medicamentos o también existe un trato inadecuado hacia los pacientes. En cuanto a un contexto socioeconómico, se nota aún una brecha entre los partos con asistencia de personal de salud calificado entre las zonas urbanas y rurales con un 18.7% aun de margen de diferencia siendo la zona rural la más afectada [3]. En cuanto a las regiones del Perú, es evidente la gran ventaja de la zona de Lima Metropolitana (con un 99.5% de atenciones en el 2018) y de la región costera (97% en el 2018) en comparación a la sierra (91 % en el 2018) y la selva (83.2% en el 2018) [4]. Según los cinco quintiles de pobreza siendo el primer quintil el más pobre, la muerte materna es mayor según sea más pobre, del 2007 al 2011 la diferencia de muertes maternas entre el quintil menos pobre y el más pobre era de aproximadamente 129 000 muertes [5]. Podemos entonces recalcar que las zonas más alejadas,

generalmente las más pobres, con mayor dificultad de acceso a los servicios ya sea por la falta de puestos de salud, la distancia a estos o la falta de transporte para llegar a estos centros médicos incrementan la posibilidad de un mal seguimiento por parte del personal especializado. Cabe resaltar la importancia de la educación en cuanto a la atención de los servicios médicos, las mujeres con mayor grado de instrucción, secundaria o superior , presentan un 95.4% e 99.3% de partos con asistencia de personal de salud calificado en el año 2018 en comparación con los 76.3% e 80.9% de las mujeres sin instrucción o solo con educación primaria[6] , de aquí notamos la importancia del grado de instrucción influyendo en un mayor conocimiento sobre la importancia del cuidado de su salud

Denotamos en un grupo de madres un interés por su salud y el de su bebe que se ven contrarios a la falta de interés de un grupo de madres que se explica ya sea por falta de interés propia , educación u otro factor. Lamentablemente por cualquiera que sea el interés de la madre en su salud y el de su bebe, los obstáculos con los que se encuentra provocan un descenso en la continuidad de los controles que influye en los estados de ánimo de la madre conllevando a esta dejadez de los controles a futuro. Lo más frecuente es que la atención en el centro de salud no sea la adecuada sea por falta de comunicación por parte del personal médico del estado de salud de la madre como así la falta de equipos apropiados de trabajo, escasez de personal calificado derivado de una escasez de recursos económicos del sistema de salud, tiempos de espera muy largos entre otros. Esto ahondado a el propio esfuerzo que debe hacer la madre para movilizarse donde la mayoría de casos esto se vuelve una pericia para la madre, esta serie de factores conducen a un desequilibrio del estado emocional y físico de la madre .La madre se encuentra frustrada ,cansada y estresada sumado a sus propias dolencias e incomodidades , es donde nosotros pensamos que se ve reflejado cuando la madre deja poco a poco de asistir a sus controles(podemos a esto llamarlo conductas de evitación para dejar de ir a sus controles como así también negación con respecto a su estado de salud) sumado a una creciente falta de entendimiento de la madre respecto a su condición de salud y el de su bebe.

B. Problemática

El principal problema entonces es la falta de un control prenatal continuo debido a diversos factores que impiden que este se lleve a cabo de acuerdo a lo esperado; entre ellos están las distancias que se deben recorrer para llegar al centro de salud, falta de interés de la madre debido a que le resta importancia a estos controles antes mencionados, cansancio asociado al embarazo, poca disponibilidad de la madre para asistir, entre otros motivos. Esto lleva a que un embarazo que pudo concluir de la mejor forma posible no sea capaz de tomar acciones a tiempo si es que se presenta una complicación o se complica el cuadro de un diagnóstico preexistente.

C. Estado de arte:

Hicimos la recolección de ocho patentes, inventos que ayudaron a la problemática del control continuo

	Fetal heart sound monitoring and analyzing system [7]	Portable ultrasound cart[8]	Invu[9]	HeraBeat[10]
Descripcion del metodo	<p>Este instrumento emplea un resonador para amplificar los sonidos emitidos por el corazón al mismo tiempo que cumple función de filtro que descarta ruidos secundarios para poder mantener la precisión en los resultados obtenidos, acompañado de al menos un micromódulo de recolección de sonido que se coloca en el abdomen de la mujer embarazada, lo más cercano posible al corazón fetal todo de manera no invasiva y completamente inofensiva para el bebé. Las señales obtenidas se pasan a un <u>módulo</u> de análisis , encargadas de filtrar cualquier residuo de ruido. El aplicativo móvil analiza diversos parámetros como el ritmo cardiaco, variación a corto plazo, la desviación estándar del ritmo cardiaco y la desviación estándar del</p>	<p>El equipo presentado, consiste de en un ecógrafo portátil acoplado a una estructura de soporte compuesto por una pared junto a una superficie plana que presentan todos los conectores necesarios para el correcto funcionamiento del ecógrafo en cuestión, así como un nivelador de altura y la posibilidad de cambiar el ángulo de inclinación del equipo. Asimismo, cuenta con un transistor acoplado como fuente de poder para poder brindarle un tiempo de batería considerable sin necesidad de estar conectado a la corriente de manera</p>	<p>Invu se compone de un dispositivo portátil, auto-administrado y de ubicación fija que contiene sensores pasivos de biopotencial (eléctricos) y sensores acústicos. El cinturón Invu contiene múltiples sensores para adquirir una señal consistente y robusta que supera la variabilidad en el hábito corporal o los cambios en la posición fetal. Las salidas de FHR y MHR se basan en datos subyacentes de electrocardiografía (ECG) fetal y materna, respectivamente, que permiten la precisión latido a</p>	<p>HeartBeat es un Doppler de frecuencia cardiaca fetal de grado médico, desarrollado para brindar la libertad de escuchar y rastrear los latidos del corazón del bebé en casa</p> <p>Además utiliza algoritmos únicos que eliminan todos los ruidos de fondo, lo que le permite conectarse a un sonido nitido de los latidos del corazón del bebé. Utilizando la tecnología de sensores múltiples, se separa automáticamente entre los latidos del corazón fetal y materno, proporcionando resultados más precisos.</p>
	<p>intervalo entre latidos fetales, cumpliendo con un total de 5 indicadores numéricos. Finalmente <u>envía</u> este reporte a un medico basado en los resultados en tiempo real.</p>	<p>permanente. De esta manera, es posible implementar con equipos adecuados para un monitoreo constante y eficiente no solo a hospitales o centros de salud centralizados, sino también a postas medicas y campañas ambulatorias.</p>	<p>latido de los cálculos de la frecuencia cardiaca (HR). Esto, a su vez, permite una discriminación sólida de FHR y MHR, separando los datos en 2 canales correspondientes para el cálculo y la visualización</p>	<p>[La plataforma permite compartir datos de forma fluida, inmediata y transparente para el usuario con la persona de contacto o el cuidador autorizado para un análisis más detallado y conocimientos prácticos .</p>

	Fetal monitoring systems with ambulatory patient units and telemetric links for improved uses[11]	Prenatal uterine monitoring and trending system[12]	Prenatal Monitor Assembly [13]	Prenatal complications assessment device especially for preeclampsia, has signal processing unit for monitoring cardiovascular characteristics[14]
Descripción del dispositivo	Un sistema de monitoreo fetal, preferiblemente con lazos telemétricos para comunicar el estado de una mujer en espera a una estación de recepción. Las unidades de monitoreo son de fácil entendimiento, de manera que la madre gestante sea capaz de colocarlo ella misma en una sala correctamente equipada para recibir la señales que este emita y recepcionarlas para el posterior análisis de personal calificado, de manera que sea posible evaluar el estado de varias pacientes en forma simultánea en una vista general, ahorrando así tiempo a la vez que el cobro innecesario de una consulta médica particular.	El invento en si provee un monitor para hacer seguimiento a la condición prenatal de la paciente con la finalidad de elaborar un registro a posterioridad. El sistema consiste en un sensor adaptado a la anatomía de una paciente embarazada con nodos acoplados capaces de generar un pulso eléctrico simulando la actividad uterina de esta misma, de esta manera se registra la respuesta del cuerpo ante el estímulo, generando una prevista general de su estado; asimismo cuenta con un transmisor para compartir los datos obtenidos y compararlos con parámetros preestablecidos de señales comunes en busca de cualquier variación significativa.	Consiste en un monitor ensamblado en forma de cinturón que se coloca a la altura del útero para recepcionar el pulso cardíaco del feto y a su vez las contracciones uterinas que se puedan producir por medio de múltiples nodos uniformemente localizados a lo largo del diámetro del cinturón, con la finalidad de obtener un patrón, a la misma vez, también cuenta con un panel que muestra todos resultados de los análisis mencionados en gráficos entendibles para la familia, brindándoles tranquilidad y descartando falsas alarmas.	Esta invención funciona como complemento a los chequeos de rutina realizados por el médico correspondiente, es un equipo que presenta diagnósticos expandidos de enfermedades prenatales hipertensivas, ya sea desarrollados o bien con alto rango de probabilidad de evolución a futuro; así introduciendo las bioseñales obtenidas y empleando una unidad de procesamiento, es capaz de comparar los resultados del paciente con una base de datos previamente configurada, comparando diversos parámetros.
Tecnología usada	Lazos telemétricos emisores de señales. Ambiente equipado con receptores de señal. Análisis del estado de salud de varios pacientes de forma simultánea.	Nodos acoplados generadores de pulso eléctrico. Transmisor para compartir los datos y compararlos con parámetros previamente establecidos.	Nodos receptores de pulso cardíaco y contracciones uterinas. Análisis de datos y presentación de estos bajo forma de gráficos.	Recolección de bioseñales. Comparación de acuerdo a una base de datos previamente establecida. Análisis predictivo de acuerdo a los resultados obtenidos.

Tabla 1.Estado de Arte

D. Objetivo

El enfoque que nuestro proyecto le quiere dar es ayudar a la madre en este proceso, de la forma que tenga alguna manera de controlar continuamente el estado de salud de su bebe y al mismo tiempo, al centro de salud ya que de esta manera se podría reducir el número de pacientes que tienen que ser atendidos en los centros para el poco personal que a veces existe.

II. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

Tras analizar la problemática y haber realizado la revisión del estado del arte planteamos requerimientos que presentamos en la siguiente tabla:

CARACTERÍSTICAS	DESEO	EXIGENCIA		DESCRIPCIÓN
		FUNCIONAL	NO FUNCIONAL	
APARIENCIA	✓			Buscamos que el prototipo mantenga un diseño atractivo
CAPACIDAD DE CAPTAR PARAMETROS FISIOLÓGICOS		✓		El prototipo debe ser capaz de captar FCF de forma continúa.
PROCESAMIENTO DE DATOS		✓		Capacidad de procesar los datos captados y dar una respuesta a partir de estos.
COSTO			✓	Bajo costo de fabricación y adquisición
BATERÍA EFICIENTE		✓		El dispositivo debe contar con una batería capaz de soportar un uso continuo.
DISPOSITIVO RECARGABLE	✓			Batería capaz de recargarse
DURABILIDAD			✓	Respuesta a través del tiempo
PRECISIÓN			✓	En el proceso de captación de parámetros fisiológicos.
COMODIDAD			✓	El dispositivo debe ser cómodo para la madre.
ALERTA	✓			Alertar a un centro de salud al detectar una anomalía
PESO			✓	El dispositivo debe tener un peso adecuado para el vientre de la madre.

Tabla 2. Requerimientos

En esta podemos observar que han sido divididos en dos categorías; deseos y exigencias, esta última a su vez se divide en funcional y no funcional. Siendo las exigencias nuestras principales preocupaciones al momento de pensar en el diseño.

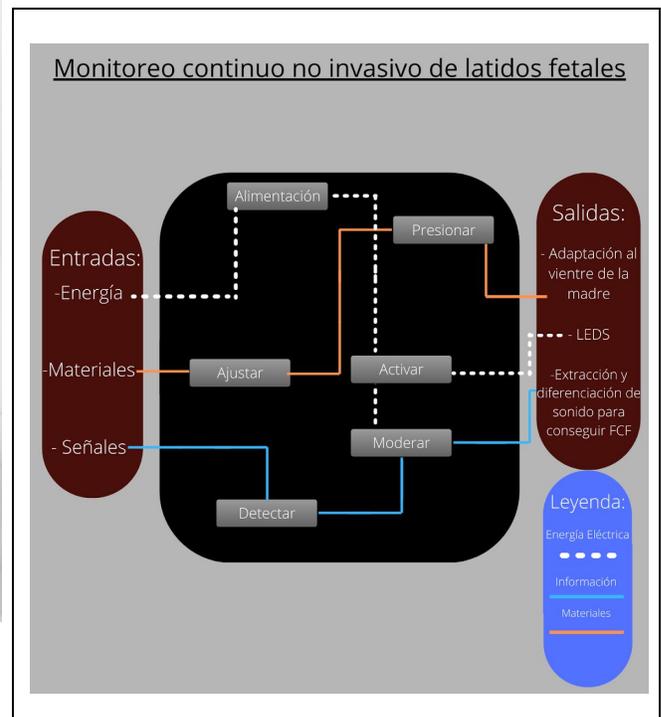
Teniendo en cuenta los requerimientos del dispositivo realizamos la identificación de entradas y salidas:

- Entradas

- Energía
- Materiales
- Señales
- Salidas:
 - Adaptación al vientre de la madre
 - Energía (en forma de luces LED)
 - Extracción y diferenciación de sonido para conseguir FCF

Con ellas elaboramos un esquema de funciones, que nos ayudó a determinar lo necesario para el funcionamiento del dispositivo y de esta forma determinar los componentes necesarios para cada una de estas.

Figure 1. Esquema de Funciones



Con las funciones establecidas, podemos empezar a determinar los componentes a utilizar para nuestro diseño, estos deben ser seleccionados teniendo en cuenta también la tabla de requerimientos, para que así el dispositivo cumpla con lo esperado.

A. Alimentación

Para la alimentación de nuestro dispositivo se tenía que considerar la capacidad de esta para soportar un uso continuo, algo no indispensable a su vez también era la capacidad de este para recargarse. Por lo cual se determinó que se utilizará una batería portátil externa, la cual proporcionará energía a todos los elementos del dispositivo; al contar con modelos de distintas capacidades que satisfacen las necesidades energéticas del dispositivo para un

uso prolongado, y su capacidad de recargarse lo hace una opción adecuada para cumplir esta función.

Figure 2. Batería portátil.



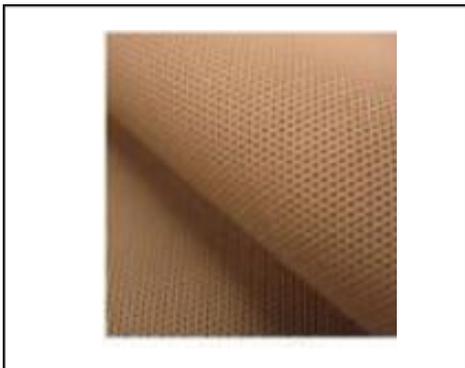
B. Ajuste y Presión

En cuestión a la presión y el ajuste del dispositivo, los componentes elegidos para esta función debían brindarnos la capacidad de adaptarse a las distintas formas de los vientres de las madres embarazadas, así mismo debían ser ligeros y cómodos para su uso. De esta forma, decidimos que el mejor material para cumplir la función de presión era el PowerNet, ya que este es moldeable y puede acoplarse al vientre materno sin generar incomodidad; para el ajuste se decidió utilizar velcro, ya que este cumple de forma adecuada esta función manteniendo un precio económico, siendo de buena calidad y contando con un diseño atractivo..

Figure 3. Banda elástica con velcro.



Figure 4. PowerNet



C. Detección.

Para la detección buscamos una forma innovadora, no muy costosa y a su vez precisa, para obtener el parámetro de nuestro interés, siendo este capaz de captar dicho parámetro de forma continua. Se decidió, tras analizar distintas formas para obtener este parámetro, utilizar un micrófono condensador para que así con la ayuda de un circuito de amplificado y filtrado de señal pueda proporcionarnos la información que necesitamos.

Figure 5. Micrófono Condensador



D. Activación del dispositivo

Para la activación se necesita un componente que pueda encender y apagar el dispositivo, por su facilidad de uso y adquisición se decidió elegir un switch

Figure 6. Switch



E. Control del dispositivo

Respecto al control del dispositivo era necesario que la señal obtenida pudiera ser procesada a través del componente elegido para el control, pudiendo éste así dar una respuesta más visual tras analizar los datos obtenidos. El arduino nano es un microcontrolador con la capacidad suficiente para lo que buscamos en el dispositivo, así mismo su facilidad de uso y la amplia documentación que hay de su funcionamiento lo hace una opción adecuada; así mismo para poder representar el estado de la señal obtenida se ha elegido luces LED de distintos colores debido a que son fáciles de adquirir y utilizar.

Figure 7. Arduino Nano

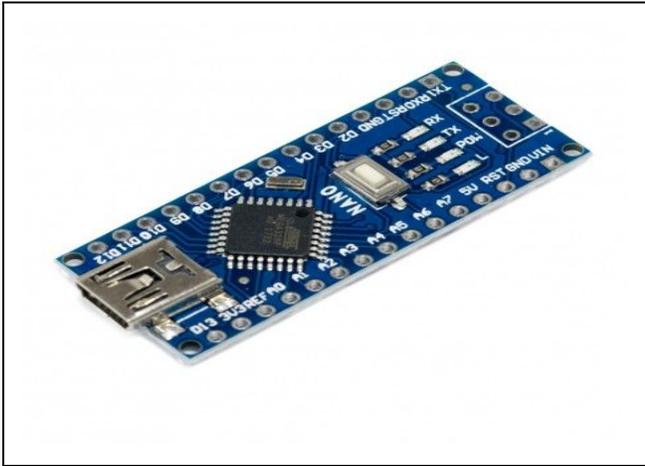
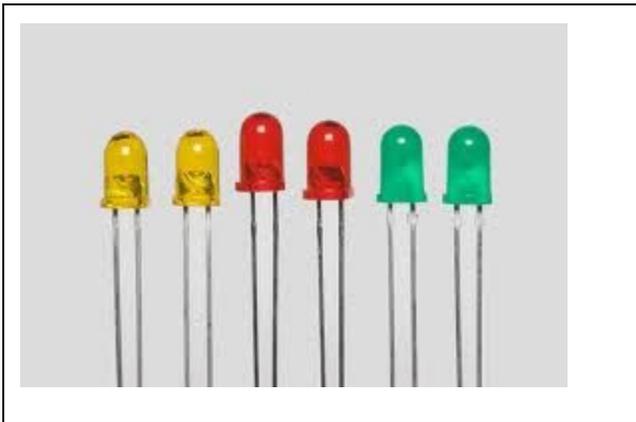


Figure 8. Luces LED



III. DISEÑO DEL DISPOSITIVO

Métodos de diseño y fabricación:

Tomando en cuenta los requerimientos físicos y funcionales previamente evaluados, tales como comodidad, peso, versatilidad y facilidad de movimiento, así como a su vez considerando el factor económico se ha desarrollado un prototipo que se adecúa de manera idónea a los parámetros previamente mencionados.

De esta manera se elaboró un modelo semicircular hecho de tela PowerNet debido a su fácil adaptabilidad a la variación constante de tamaño o forma y contará con una abertura en la parte posterior, donde también se puede apreciar el emblema de nuestro proyecto y empleando un sistema de ajuste compuesto de bandas de velcro acopladas a una hebilla magnética con la finalidad que sea fácilmente regulable al diámetro deseado independientemente del estadio de gestación en que se encuentre. A su vez cuenta con una extensión frontal, que cumplirá rol de bolsillo en el cual se acoplará un módulo rectangular con tapa superior en el que se puedan colocar los componentes principales de mayor tamaño, ésta será diseñada a medida por medio de Inventor, ya que posteriormente se planea su producción por medio de impresión 3D y contará con todos los compartimientos necesarios para diferenciar los componentes internos y no ocurra ningún cruce de conexiones que pueda perjudicar el funcionamiento del equipo. Dentro de dicho módulo se ubican un dispositivo PowerBank como fuente de energía, la placa del circuito y 3 luces LED visibles que servirán como identificación, al igual que el botón de encendido/apagado y finalmente una pantalla LCD la cual nos permitirá obtener datos más específicos en tiempo real. Asimismo contará con un espacio especial para el arduino y todas las conexiones que este requiera, incluyendo una salida interna que permita el acceso a los componentes en contacto con el vientre materno, a continuación se explicará el mecanismo pensado:

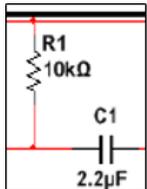
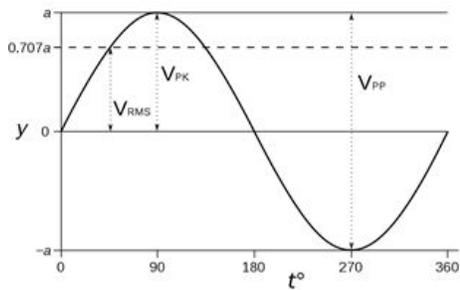
Etapa de amplificación de la señal(Figura 9)

La etapa de adquisición de datos consta de un micrófono de condensador que actúa como sensor para detectar y adquirir el sonido del corazón fetal. El sonido producido por el corazón fetal no puede ser escuchado por el oído humano. Entonces, se necesita un medio para obtener la señal. Representa un micrófono de condensador, puede responder a sonidos de todas las frecuencias en su rango de frecuencia hasta 20 kHz. La frecuencia del sonido cardíaco fetal es de hasta 200 Hz, por lo que se eligió una frecuencia de corte de 200 Hz.[15]

El circuito posee una fuente de alimentación de voltaje continuo independiente de alimentación para el circuito de 9V. La señal es brindada por el sensor de sonido (micrófono) pero simulada para fines de validación de circuito. Se establecen los parámetros en V_{rms} ya que la corriente alterna y los voltajes (cuando son alternos) se expresan de forma común por su valor efectivo o valor RMS (Root Mean Square o Raíz Media Cuadrática).

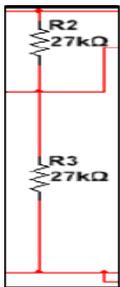
Establece los parámetros: $V_{RMS}=1.2V$ a $V_{pico}(V_p)$
 $(V_{RMS}*(3^{0.5}))= 2.0784V$ a $V_{pico-pico}=4.1568V$,
 $f=60Hz$, sin desfase (0°).

Justificación de los valores en el circuito preamplificador(figura 9)



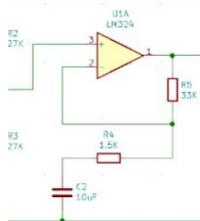
R1 se denomina a la resistencia de protección para evitar el cortocircuito entre la señal que simula la del micrófono con la fuente de alimentación de voltaje continuo.

C1 a condensador de acoplo, se encarga de filtrar la señal continua (DC: 9V) de la alterna (AC: 1.2Vrms) (solo pasa la señal alterna).



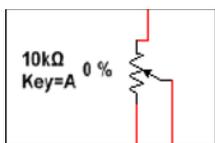
Divisor de voltaje resistivo regida donde sus resistencias están regidas por los valores
 $VR1: V_{in} * (R1 / (R1 + R2))$;
 $VR2: V_{in} * (R2 / (R1 + R2))$

Como los valores de las resistencias son las mismas, entonces es un divisor de voltaje a la mitad, en cada resistencia hay 4.5VDC entre sus bornes.

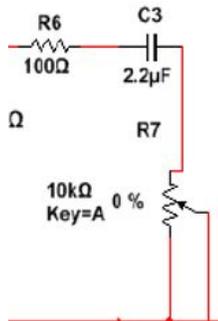


Esquema clásico de acoplamiento de los amplificadores operacionales (opamp) cuyo voltaje de salida está regido por:

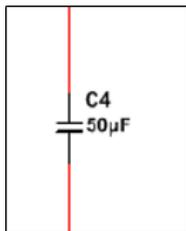
$$\therefore V_{out} = \left(1 + \frac{R_f}{R_{in}} \right) V_{in}$$



Potenciómetro, simula 2 resistencias en serie cuyos valores varían.



Circuito modulador de la señal, básicamente un divisor resistivo con un porcentaje mayor de tensión en el potenciómetro y permite disminuir la amplitud de la señal entre sus bornes. Ya que debe ingresarse a un osciloscopio para la visualización y evaluación de la onda pre amplificada. Se debe girar la perilla del potenciómetro hasta un cierto valor ya que el arduino nano aguanta como máximo 5V es necesario entonces bajar el voltaje con la ayuda del potenciómetro



Condensador de supresión de ruido por parte de la fuente de alimentación de 9VDC .(ondas de radio, ruido electromagnético, acoplamiento FM, etc)

Etapas de Filtro de la señal(Figura 10)

Con el fin de eliminar los ruidos , decidimos utilizar un filtro Butterworth de paso bajo de cuarto orden [16]. Usamos el de cuarto orden ya que cuanto mayor es el número de etapas en cascada en un filtro mas este se acerca a la respuesta ideal. El amplificador usado para la filtración es el LM324 .

Procesamiento y muestra de la información

La señal adquirida después de la etapa de preprocesamiento de datos se alimenta a Arduino Nano(Figura 11) como entrada para el posprocesamiento [16]. La entrada de señal está en forma analógica, por lo que se puede conectar al pin de entrada analógica en el Arduino Uno. Por lo tanto, el microcontrolador también actúa como ADC puede convertir la forma de señal analógica a digital.

Procesamiento de la señal

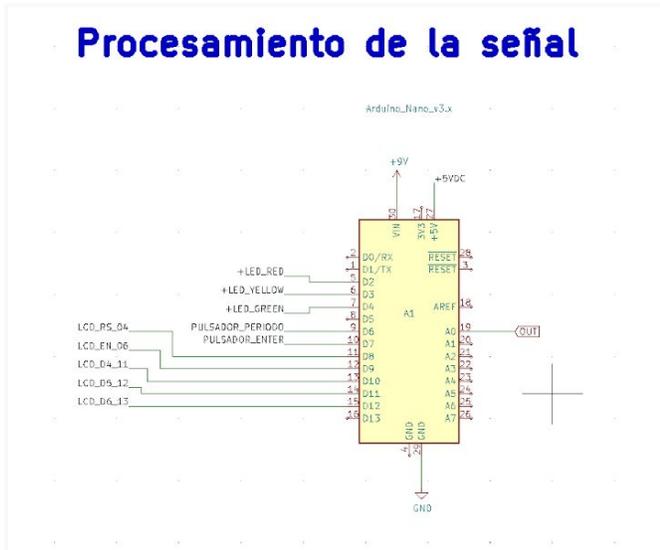


Figura 11. Arduino Nano

En la etapa de muestra de información esta se mostrara a través de una pantalla LCD(Figura 12).La programación de nuestro dispositivo permite al usuario seleccionar la semana de gestación en la cual se encuentra el bebe(Figura 13).De acuerdo a esto se evalúa cuales son los rangos adecuados de frecuencia cardiaca fetal de acuerdo a la semana de gestacion.El dispositivo contiene tres luces LED(Figura 12) ,cada una de ellas se prende si se sobrepasa cierto valor , es decir, siendo por ejemplo tres luces LED:rojo,verde,amarillo; la luz roja se iluminaria si los valores de frecuencia cardiaca fueran muy altos, la luz verde si la frecuencia esta en su punto normal y la luz amarilla si hay un aviso de una anomalidad.

Ingreso de Datos

Pulsador Periodo

Pulsador Enter

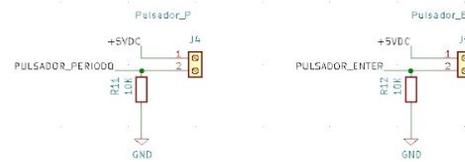


Figura 13.Ingreso de datos

Identificadores Visuales

Pantalla LCD

Arreglo de LED's

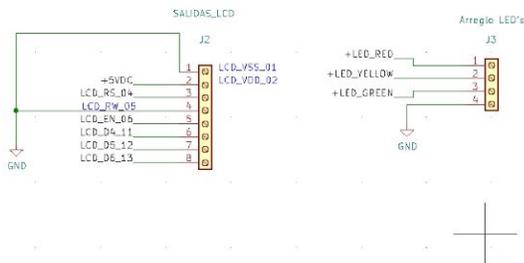


Figura 12. Identificadores Visuales

Circuitos esquemáticos y modelado del PCB

Circuito Pre-Amplificador

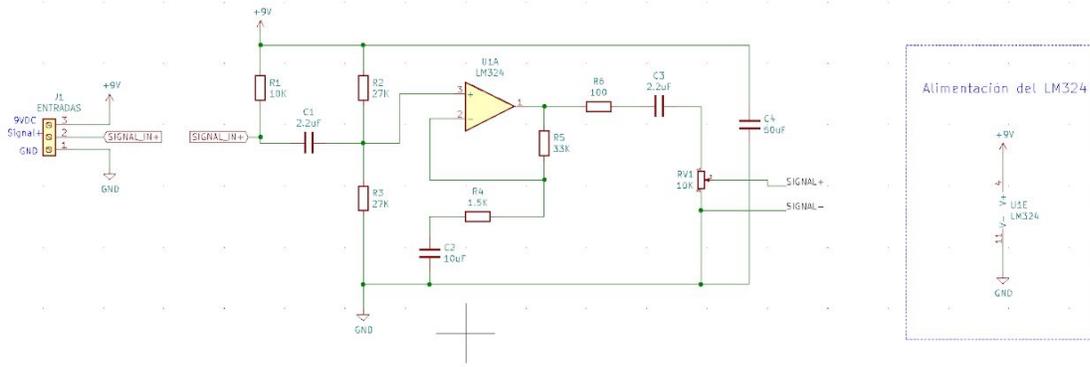


Figura 9. Circuito Pre amplificador

Circuito Filtro Butterworth de 4to orden Pasa Bajos

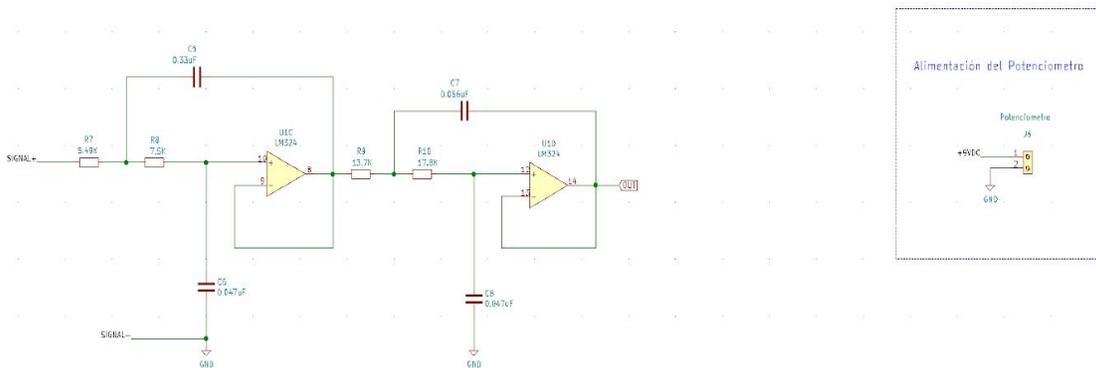


Figura 10. Filtro

Figuras 14 y 15. Placa del circuito

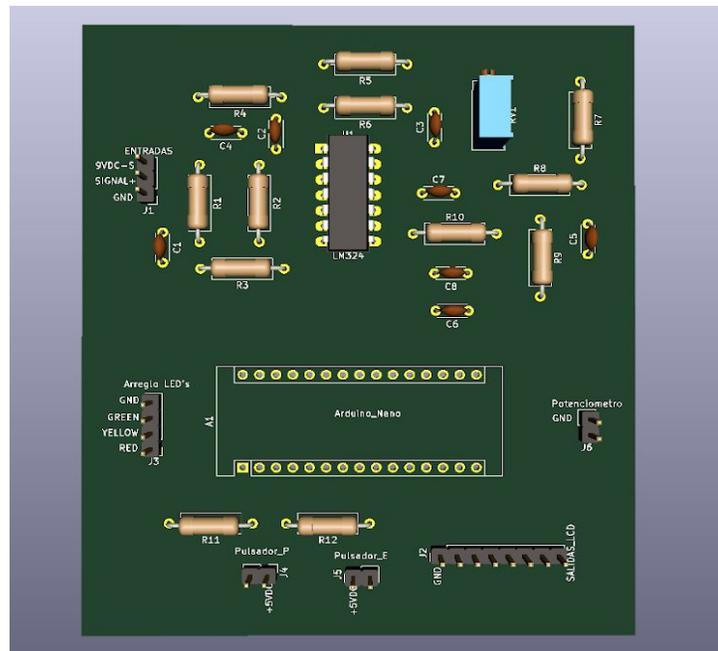
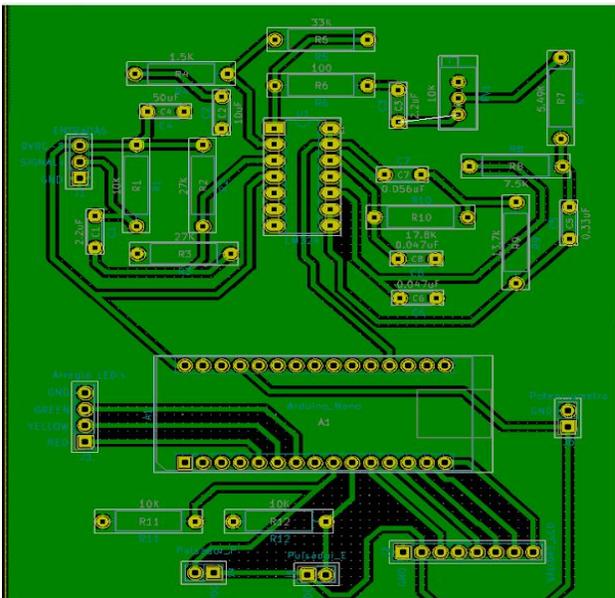


Tabla 2.Prueba para los primeros días de la semana 5

Frecuencia inducida	Frecuencia mostrada en el LCD	Led que se prende
103bpm=1,7166	102,56	Rojo
115bpm=1,92	115,16	Verde
126bpm=2,17	126,05	Rojo

Tabla 3.Prueba para la semana 6

Frecuencia inducida	Frecuencia mostrada en el LCD	Led que se prende
127bpm=2,12Hz	127,39	Verde
130 bpm=2,16Hz	130,15	Verde
148 bpm=2,46Hz	147,78	Amarillo

Tabla 4.Prueba para la semana 7

Frecuencia inducida	Frecuencia mostrada en el LCD	Led que se prende
150bpm=2,5Hzz	150	Verde
160 bpm=2,66Hz	159,57	Verde
172bpm=2,86Hz	171,92	Amarillo

Tabla 5.Prueba para la semana 8

Frecuencia inducida	Frecuencia mostrada en el LCD	Led que se prende
157bpm=2,62Hz	157,07 bpm	Verde
180 bpm=3Hz	187,5 bpm	Amarillo
194bpm=3,23Hz	192,93	Amarillo

Tabla 6.Prueba para la semana 9

IV. RESULTADOS Y DISCUSIONES

Age	Normal Fetal Heart Rate
5 Weeks (Beginning)	80-85 bpm
5 Weeks	starts at 80 and ends at 103 bpm
6 Weeks	starts at 103 and ends at 126 bpm
7 Weeks	starts at 126 and ends at 149 bpm
8 Weeks	starts at 149 and ends at 172 bpm
9 Weeks	155-195 bpm (average 175 bpm)
12 Weeks	120-180 bpm (average 150 bpm)

Figura 13.Valores de la fcf según la semana de embarazo[17]

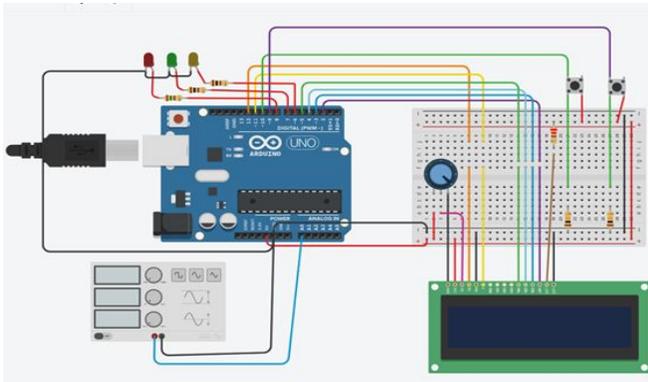


Figura 16.Modelo del procesamiento y muestra de información

Según nuestro modelo(Figura 16) , la luz verde se enciende cuando va del 0% al 80% de su rango normal , la luz amarilla se prende cuando va del 81% al 100% del rango normal y la luz roja se prende cuando pasa el 100% del rango.

Frecuencia inducida	Frecuencia mostrada en el LCD	Led que se prende
80 bpm=1,33 Hz	79,79 bpm	Rojo
83 bpm=1,38 Hz	82,99 bpm	Verde
85 bpm=1,42 Hz	85,11 bpm	Amarillo

El modelo permite identificar que la frecuencia mostrada por el LCD se aproxima bastante a la frecuencia generada por el osciloscopio, las luces Led se iluminan correctamente respondiendo bien a los criterios de una frecuencia cardiaca normal (Led de color verde) pero tambien indicando cuando la frecuencia se esta volviendo muy alta o muy baja a traves de el iluminado de los colores amarillo y rojo posteriormente si es que la frecuencia se encuentra por encima o por debajo del rango normal siempre de acuerdo a la semana de embarazo establecida. Sin embargo, al momento de cambiar las frecuencias, la lectura del Led es muy sensible, es decir, que se si uno cambia la frecuencia, por unos momentos el Led muestra valores que no son correctos pero despues se estabiliza la lectura lograndose mostrar los valores correctos.

V. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

A partir de las investigaciones realizadas para un óptimo sistema de monitoreo fetal continuo, se llegó a determinar que el método de detección planteado para el parámetro en el cual nos enfocamos, frecuencia cardiaca fetal, es apto para su uso de manera ambulatoria y no invasiva. Cumpliendo de esta forma algunos de nuestros principales objetivos y favoreciendo el incremento de un mayor número de pacientes con un adecuado seguimiento y atención en sus controles prenatales.

Para el desarrollo de nuestro proyecto se utilizó un micrófono condensador, que actúa como sensor para la detección de la señal requerida. El cual nos indicaría un diagnóstico del estado fetal basándose en los resultados obtenidos. Además, el cinturón Safenant tiene un diseño de forma que brinda facilidad para su uso ya que no consta con una cantidad excesiva de botones y las luces LED permiten a la madre conocer de una forma más sencilla el estado de salud de su bebé ya que no necesariamente todas conocen los rangos aceptados preestablecidos de acuerdo a su distinta etapa gestacional; siendo también el añadido de la batería recargable una prestación bastante útil.

Como trabajos a futuro se podría mejorar los algoritmos ingresados de FCF al dispositivo para un mejor procesamiento en tiempo real. Adicional a ello, realizar pruebas reales es necesario debido a que en el caso de nuestro proyecto se pudo realizar únicamente simulaciones. Con esto nos referimos a que como se puede constatar, no se pudo comprobar que la placa realizada funcione correctamente, es por ello que para la simulación de resultados con la figura 14, se procedió a utilizar un osciloscopio.

Así mismo como futuros añadidos se podría realizar la conexión del dispositivo a una red WiFi para que de esta forma los datos obtenidos en tiempo real puedan ser

mostrados a personal médico que no se encuentre de forma física con el usuario.

VI. REFERENCIAS

- [1] Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y control de enfermedades, "Muerte materna según clasificación preliminar", Minsa, 2018.
- [2] Ministerio de Salud del Perú, "Plan Estratégico Nacional para la Reducción de la Mortalidad Materna y Perinatal", Lima, 2016
- [3] Instituto Nacional de Estadística e Informática: Encuesta Demográfica y de Salud Familiar, Lima, 2018.
- [4] Instituto Nacional de Estadística e Informática: Encuesta Demográfica y de Salud Familiar, Lima, 2018.
- [5] Ministerio de Salud, Dirección General de Epidemiología; United Nations Population Fund "La mortalidad materna en el Perú 2007 - 2011
- [6] Instituto Nacional de Estadística e Informática: Encuesta Demográfica y de Salud Familiar, Lima, 2018.
- [7] WU, J., 2017. Fetal Heart Sound Monitoring And Analyzing System, United States., CN109106397A
- [8] Edan instruments inc 2017. Portable ultrasound cart. United States Patent number: WO2018019017A1.
- [9] Invu: Wireless, remote solution for home fetal and maternal heart rate monitoring. American Journal of Obstetrics & Gynecology. 2020;
- [10] Hera Med. Digital Pregnancy Monitoring Platform, 2017.
- [11] Baker D. Fetal monitoring systems with ambulatory patient units and telemetric links for improved uses. US; US20040073094A1, 2002.
- [12] Reproductive health technologies Inc Reproductive Health Tech Inc. Prenatal uterine monitoring and trending system. US; US6290657B1, 1998.
- [13] Olukoya O, Okuwa S. Prenatal Monitor Assembly. US; US20160317091A1, 2016.
- [14] Thomas W. Prenatal complications assessment device especially for preeclampsia, has a signal processing unit for monitoring cardiovascular characteristics. DE202004006096U1, 2014.
- [15] N. K. C. Arun Kumar Mitra, "Development of a low cost fetal heart sound monitoring system for home care application," Journal Of Biomedical Science and Engineering vol. 2, pp. 380-389, 2009.
- [16] Nur Amira Nadia Binti Mohd Shabry, O.P. Singh, Pranshul Sardana, Rozana binti Hisham and M. B. Malarvili "Home Based Heart Rate Monitor" International Journal of Applied Engineering Research ISSN 0973-4562 Volume 12, Number 6 (2017) pp.813-817
- [17] Kisilevsky, Barbara & Hains, S.M.J. & Jacquet, Anne-Yvonne & Granier-Deferre, Carolyn & Lecanuet, J.P.. (2004). Maturation of fetal response to music. Developmental science.