



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN DETECTOR
ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES Y REGISTRO
DE FRECUENCIA CARDIACA

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
P R E S E N T A N:
OSCAR R. OSORIO PRECIADO
RAUL GOMEZ GONZALEZ



DIRECTOR DE TESIS: MI. ALEJANDRO SOSA FUENTES

México D.F.

Junio 1993

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

- I INTRODUCCION

- II FRECUENCIA CARDIACA
 - II.1 GENERALIDADES
 - II.2 CONCEPTO DE FRECUENCIA CARDIACA
 - II.3 ADAPTACIONES MATERNAS DURANTE EL EMBARAZO

- III FRECUENCIA CARDIACA FETAL
 - III.1 MONITOREO ELECTRONICO FETAL DURANTE EL EMBARAZO
 - III.2 SUFRIMIENTO FETAL
 - III.3 DIAGNOSTICO EN EL TRANCURSO DEL EMBARAZO
 - III.4 ESTUDIO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA FETAL

- IV DESCRIPCION GENERAL DEL PROCESO BIOMEDICO EMPLEADO EN LA DETECCION DE LATIDOS FETALES
 - IV.1 ULTRASONIDO
 - IV.2 EFECTO DOPPLER
 - IV.3 EFECTOS PERJUDICIALES

- V REGISTRO DE FRECUENCIA CARDIACA FETAL
 - V.1 DIAGRAMA A BLOQUES DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES
 - V.2 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL
 - V.3 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

- VI DESARROLLO DE BLOQUES Y CONSIDERACIONES DE DISEÑO
 - VI.1 DESARROLLO DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES
 - VI.2 DESARROLLO DEL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL
 - VI.3 DESARROLLO DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

- VII DISEÑO DEL PROTOTIPO
 - VII.1 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES
 - VII.2 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL
 - VII.3 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL
 - VII.4 DIAGRAMA GENERAL

- VIII CONCLUSIONES

I INTRODUCCION

I INTRODUCCION

En la actualidad, la función del médico no se limita solamente al tratamiento patológico de las personas que acuden a él, sino también al diagnóstico médico con el fin de obtener información acerca de su estado físico.

La ginecología es una de las ramas de la medicina en la que el diagnóstico médico juega un papel muy importante ya sea para la prevención de alguna enfermedad en la mujer o simplemente para seguir el proceso de desarrollo del feto durante el período de gestación.

La finalidad de este trabajo, consiste en el desarrollo de un equipo médico capaz de monitorear el proceso de crecimiento y el estado fisiológico general del feto, mediante el registro y cuantificación de los pulsos cardiacos por medios electrónicos.

Es necesario hacer notar que este no es el único método para determinar el crecimiento normal o anormal del feto, sino que se trata de un equipo de diagnóstico auxiliar, práctico y económico que complementa una gran variedad de dispositivos de exploración como son el barrido ultrasónico entre otros.

El detector ultrasónico de latidos fetales (DULF), por medio de un transductor, colocado en puntos de interés, registra los impulsos cardíacos en cuatro intervalos de 15 segundos cada uno, y los almacena en una memoria que puede ser llamada en cualquier momento al término de la cuenta para ser desplegados en una pantalla mientras que una segunda pantalla nos presenta el número de pulsos por minuto.

La frecuencia de estos pulsos es un indicativo del desarrollo fetal ya que durante la gestación, a partir de cuando se detecta la frecuencia cardíaca esta se comporta dentro de un patrón regular de variación en condiciones normales.

El registro de esta frecuencia cardíaca permite un diagnóstico médico en el momento de la aplicación, comparando los resultados con un registro de referencia, y tomar la acción preventiva o correctiva correspondiente.

Con el registro de esta frecuencia cardíaca disponible en cualquier tiempo, se puede graficar y determinar si la acción preventiva o correctiva está dando resultados y corregir nuevamente, o si la desviación se debe a que se trata de un posible alumbramiento prematuro.

II FRECUENCIA CARDIACA

II.1 GENERALIDADES

II.2 CONCEPTO DE FRECUENCIA CARDIACA

II.3 ADAPTACIONES MATERNAS DURANTE EL EMBARAZO

II FRECUENCIA CARDIACA

II.1 GENERALIDADES

II.1.1 CORAZON

Es el órgano vital que mantiene la sangre en circulación. La cual suministra el oxígeno y los principios nutritivos y elimina los productos de desecho. La fuerza motriz para esta circulación es el corazón, que distribuye la sangre por todo el sistema vascular. El corazón es un músculo hueco dividido en dos partes, la mitad derecha dirige la sangre a los pulmones, en donde capta en donde capta el oxígeno y elimina el anhídrido carbónico mientras que la mitad izquierda recibe sangre oxigenada de los pulmones y la dirige a las arterias. La sangre vuelve a la mitad derecha del corazón. Cada mitad del corazón tiene dos cavidades una aurícula que recibe la sangre que llega al corazón, y un ventrículo que expulsa nuevamente la sangre. Como la sangre circula en un solo sentido, el corazón posee válvulas entre la aurícula y el ventrículo, así como entre cada ventrículo y las arterias que salen de ellos. Cuando la cavidad se contrae, el corazón empuja las bolsas y la corriente de sangre pasa al interior de la arteria, durante la fase de reposo, las bolsas se llenan con sangre y forman una especie de dique. Los ventrículos tienen paredes muy gruesas que las aurículas, y el ventrículo izquierdo es de musculatura más potente debido a que la sangre debe recorrer un camino mucho más largo.

Aunque el músculo cardíaco se contrae rápidamente, no está gobernado por la voluntad, las contracciones del músculo cardíaco son involuntarias, pero están en cierto grado, bajo el influjo del sistema nervioso autónomo (la parte del sistema nervioso que regula las funciones involuntarias).

Durante el ejercicio, el organismo requiere más sangre y el corazón debe latir más de prisa. Los impulsos para este aumento de la actividad son desencadenados automáticamente a través de varios reflejos, un mecanismo semejante pero inverso, es causa que el corazón lata más lentamente.

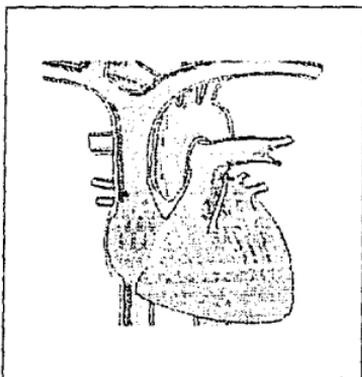


figura II.1 corazón

Un ciclo cardiaco consta de dos fases, la primera fase es la diástole que es la fase en reposo, el corazón se llena de sangre (Figura II.2). Durante la segunda fase, la sístole, el músculo se contrae y la sangre es impulsada al interior de las arterias (Figura II.3).

El tiempo requerido para un ciclo completo es de 0.8 segundos para un latido normal de pulso, o de 75 latidos por minuto. Todo pulso que late a la velocidad de 60 a 80 impulsos por minuto se considera como normal (más rápido en la mujer que en el hombre y mayor en la infancia disminuyendo con la edad), en el adulto se impulsa a la circulación de 4 a 5 litros de sangre por minuto en un impulso cardiaco normal, pero durante un esfuerzo muy vigoroso este volumen puede aumentar hasta 20 litros.

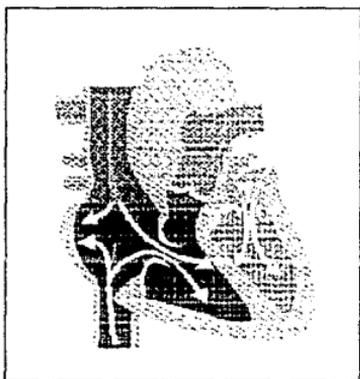


figura II.2 dilatación (diástole)

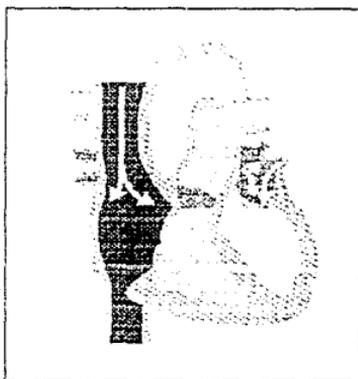


figura II.3 contracción (sístole)

II.2 CONCEPTO DE FRECUENCIA CARDIACA

Frecuencia cardiaca es la respuesta que tiene el corazón provocada por una excitación, esta respuesta se llama sistole (volumen de sangre que entrega el corazón por cada determinado tiempo). La fibra cardiaca posee propiedades como son:

Automatismo.- la fibra miocardio presenta la particularidad de originar dentro de si misma el impulso que determina su contracción. Esta propiedad es una de las primeras que manifiesta en la fibra muscular cardiaca desde los primeros momentos en que el corazón se diferencia en el embrión, y antes de que las fibras adquieran sus características morfológicas definitivas, se encuentra animado por contracciones rítmicas que persisten aun separado del organismo.

II.2.1 RANGOS PROMEDIO DE LA FRECUENCIA CARDIACA

El término medio de la frecuencia cardiaca en el adulto humano es de alrededor de 70 pulsos por minuto. Algunas medidas promedio de la frecuencia cardiaca en adultos es:

	HOMBRE	MUJER
PULSO/MINUTO	72	80

Personas adultas:

	AÑOS	PULSOS/MINUTO
HOMBRE	22	68
MUJER	22	75
HOMBRE	72	63
MUJER	72	70

Pulso dado por posición del sujeto:

	posición horizontal	posición vertical	posición sentada
Frecuencia Cardíaca	66	83	72

Efecto del entrenamiento sobre la frecuencia cardíaca:

Tipo de persona	pulsos/minuto
No entrenada	68
Corredor veloz en carrera corta	61
Esquiador	52
Corredor de maratón	43

Después del ejercicio pesado:

Tipo de persona	pulsos/minuto
Persona no entrenada	hasta 240
Persona entrenada	Tiende a mantener su frecuencia

II.3 ADAPTACIONES MATERNAS DURANTE EL EMBARAZO

El ambiente que la madre le proporciona al feto, constituye la clave de su crecimiento y desarrollo. Para que el feto pueda sobrevivir y crecer, la madre debe aportarle durante todo el período de gestación sustancias nutritivas, oxígeno y muchos complejos químicos auxiliares como las enzimas hasta que su propio organismo empiece a funcionar independientemente. También productos del metabolismo fetal y también el sistema de refrigeración de este la madre lleva a cabo todas estas funciones complementarias en virtud de una serie de ingeniosos ajustes, muy adecuados, en conjunto, a la supervivencia y al buen desarrollo de madre e hijo.

Estos ajustes exigen diversos cambios en la estructura y en el funcionamiento de los órganos y tejidos maternos. La dinámica circulatoria del embarazo, reduce ciertos cambios durante el embarazo, uno de los más importantes y el cual concierne a este trabajo son los que se refieren al aparato circulatorio materno, que consiste principalmente en un aumento del volumen sanguíneo y cambios en la frecuencia cardíaca.

Otros cambios importantes que se presentan, son un grado variable de retención de líquidos, elevación de la presión venosa periférica y aumento del metabolismo con un incremento en el consumo de oxígeno así como cambios en la respiración.

Todos estos cambios, principalmente los relacionados con el aparato circulatorio son soportados perfectamente por la mujer sana durante el período de gestación y aún por la mayoría de mujeres con cardiopatías estructurales (problemas cardíacos), sin embargo en algunas de ellas el aumento de la carga circulatoria puede acarrear graves complicaciones.

Por eso el tratamiento racional de la paciente grávida afectada por una cardiopatías debe basarse en las alteraciones hemodinámicas (circulatoria) previstas porque son características del embarazo en la naturaleza de la propia enfermedad cardíaca.

II.3.1 Frecuencia cardíaca.

Para obtener un resultado confiable y significativo, la medición de la frecuencia cardíaca debe realizarse en mediciones cuidadosamente normalizadas.

Un estudio realizado en cuatro pacientes por investigadores de la escuela de medicina de la Universidad Vanderbilt sirvió para registrar las variaciones de la frecuencia cardíaca durante el período del embarazo. Estas variaciones fueron registradas en una gráfica como se muestra en la figura II.4

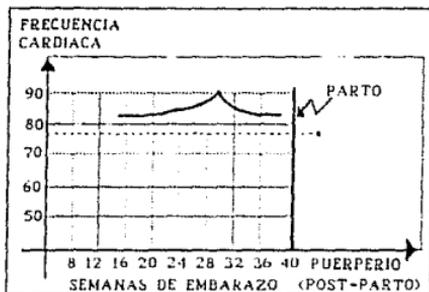


FIGURA III.4

La gráfica muestra la frecuencia cardíaca en meses sucesivos del embarazo y el postparto o puerperio. Cada punto de la gráfica representa el promedio de gran número de mediciones en cuatro pacientes estudiadas. La línea horizontal de guiones es el promedio de las mediciones hechas en el puerperio y se ha tomado como control equivalente al nivel de las no embarazadas.

Conforme transcurre el período del embarazo la frecuencia cardíaca sufre cambios, por ejemplo, al principio de este la frecuencia cardíaca aumenta, alcanzando su máximo no al final de la gestación sino uno o dos meses antes del parto. Después, la frecuencia vuelve al promedio estimado en la mujer no grávida. El incremento durante la última fase del embarazo asciende, aproximadamente, a diez sístoles (contracciones cardíacas) extras por minuto. Esto podría parecer insignificante sino se toma en cuenta que este aumento implica unos catorce mil sístoles extras por día.

Investigaciones realizadas por otras universidades se observo un aumento gradual de la frecuencia cardiaca hasta un máximo del 21% en el embarazo a término, cuando se trataba de una gestación simple. En cambio, en el embarazo gemelar se oyó un incremento de grado similar pero ya en las 33 a 36 semanas de gestación seguido por un aumento que superaba en un 40 % las cifras de las mujeres no embarazadas en el embarazo a término. En algunas mujeres con formas especiales de enfermedades cardiacas, este pequeño aumento de la frecuencia puede imponer al corazón una sobrecarga adicional importante.

II.3.1 Gasto cardíaco.

El volumen de sangre impulsado cada minuto por el corazón esta íntimamente relacionado con su trabajo real, y es factor vital del aporte sanguíneo proporcionado al feto en crecimiento; por lo tanto, las mediciones del gasto cardiaco son necesarias para comprender las adaptaciones circulatorias del embarazo y su influencia en la evolución de las cardiopatías materna.

La opinión actual es que el volumen minuto comienza a elevarse desde los primeros momentos de la gestación, probablemente dentro de las diez primeras semanas, al principio con un ritmo rápido y después más lento, alcanzando su ritmo máximo antes de la veinteava semana.

El aumento del volumen minuto que llega a un 30% a 50% en reposo es ocasionado por un aumento del volumen sistólico y de la frecuencia cardiaca. De acuerdo con algunas opiniones, el aumento del volumen sistólico es mayor que el de la frecuencia cardiaca.

Por otra parte Hytten y Leitch (1971) dedujeron que como el volumen minuto medio se eleva en el embarazo sea aproximadamente un tercio, y la frecuencia cardiaca alrededor de un quinto el aumento en el volumen sistólico es proporcionalmente menor que el de la frecuencia cardiaca pero consiste en que no hay una proporción fija.

Los gastos operados en el gasto cardiaco durante el embarazo se resume de la siguiente manera:

- a) Se produce aumento considerable del gasto cardiaco, que en su punto máximo asciende de 30 a 50 % por encima del nivel correspondiente a la no embarazada. Esta es una cifra media. En cada paciente la magnitud del aumento del gasto cardiaco puede diferir del promedio.

- b) El aumento del gasto cardiaco asociado al embarazo se mantiene las 24 horas del día. No es una elevación breve y pasajera como la que se produce con el ejercicio.

c) El gasto cardíaco materno asciende más que el consumo total de oxígeno, de modo que la diferencia arterio-venosa de saturación de oxígeno disminuye. El gasto cardíaco no se eleva en proporción directa al peso ni a las necesidades de oxígeno del feto. Estos dos últimos aumentan notablemente en los dos meses finales del embarazo cuando precisamente disminuye el gasto cardíaco.

d) En las últimas semanas del embarazo el gasto cardíaco materno se reduce. Esta disminución se ha comprobado con suficiente frecuencia en cada paciente estudiada para justificar la conclusión. Se produce al mismo tiempo que la disminución de la frecuencia cardíaca y del volumen sanguíneo. Mas aun las mujeres con trastornos del corazón suelen mejorar en el período del embarazo en que se verifica la disminución del gasto cardíaco.

Se puede hacer un resumen de los cambios que sufre la mujer embarazada referente a la circulación. Primero hay un aumento progresivo de la frecuencia del pulso, de la presión del pulso, del gasto cardíaco y del volumen sanguíneo en los siete u ocho primeros meses de gestación. Luego estos valores cesan su incremento y decrecen aproximandose al nivel normal de la no embarazada; el momento del parto estas funciones son notablemente inferiores en sus puntos máximos precedentes.

El embarazo en si no constituye el único problema del corazón materno. Durante el parto se produce otro grupo de modificaciones circulatorias. Es difícil obtener información suficiente y precisa durante este período tan importante. Con las contracciones uterinas intermitentes se producen hechos muy notables, como el hemodinámico fundamental (movimiento sanguíneo) durante el parto es el cierre de la circulación placentaria, se produce primero intermitentemente, después de modo permanente con la salida del producto y su placenta.

Otro estudio realizado acerca de los cambios que sufre la mujer durante el embarazo se refiere al consumo de oxígeno durante el parto y se observo que aumenta en relación, principalmente con la frecuencia de las contracciones uterinas.

Este aumento en el consumo medio de oxígeno en un parto de duración normal es semejante al del ejercicio muscular moderado.

En un parto con contracciones dolorosas más fuertes, el consumo de oxígeno es comparable al del ejercicio intenso. Después del parto el consumo de oxígeno no regresa de inmediato al nivel normal, de lo que se deduce que en el parto se constituye una deuda de oxígeno.

Debe notarse lo siguiente respecto a las alteraciones de la actividad cardiaca:

- 1.- Aumento en la frecuencia cardiaca en los primeros segundos de cada contracción uterina.
- 2.- Disminución neta de la frecuencia cardiaca en aquella parte de la contracción uterina durante la cual el flujo sanguíneo placentario esta muy reducido.
- 3.- Regreso al nivel de reposo al terminar la contracción uterina, lo que destaca el carácter discontinuo del trabajo de parto.
- 4.- Taquicardia en el momento que sale realmente el feto.

Existen muchos cambios que se producen en el organismo materno durante el embarazo, entre estos se encuentran las transformaciones del sistema cardiovascular. Estos consisten en cambios en la frecuencia cardiaca, en la presión del pulso arterial periférico y del gasto cardiaco. Se puede observar que cada uno alcanza su máximo seis a ocho semanas antes de finalizar el embarazo, disminuyendo apreciablemente antes de comenzar el parto. El consumo de oxígeno aumenta durante el embarazo en forma progresiva hasta el parto, aunque este aumento es proporcionalmente menor del gasto cardiaco, por lo cual se produce una disminución en la diferencia arterio-venosa de oxígeno en los pulmones.

Conforme el crecimiento fetal continua progresivamente durante las últimas semanas de gestación, la frecuencia y el gasto disminuye. Por el contrario el consumo de oxígeno, la masa total de eritrocitos, la presión venosa en las piernas y el agua total del cuerpo mantiene un nivel alto o incluso siguen aumentando.

Durante el embarazo se producen en los mecanismos respiratorios. Hasta ahora el más significativo es el aumento en la capacidad vital. Estos cambios, observados primero durante el embarazo normal, parecen también existir en la embarazada con alteraciones funcionales cardíacas.

III FRECUENCIA CARDIACA FETAL

III.1 MONITOREO ELECTRONICO FETAL DURANTE EL EMBARAZO

III.2 SUFRIMIENTO FETAL

III.3 DIAGNOSTICO EN EL TRANSCURSO DEL EMBARAZO

III.4 ESTUDIO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA FETAL

III FRECUENCIA CARDIACA FETAL

III.1 MONITOREO ELECTRONICO FETAL DURANTE EL PARTO

El objetivo del monitoreo electrónico fetal es determinar el bienestar del feto y el descubrimiento temprano del sufrimiento fetal. Mediante la vigilancia continua de la frecuencia cardiaca fetal, pueden descubrir ciertos cambios que quizá indican insuficiencia de oxígeno, y tomarse medidas para corregirla. Si la causa no puede determinarse o corregirse, y no es inminente el parto por vía vaginal, puede considerarse la operación de cesárea.

Hasta hace 20 años, para valorar la frecuencia cardiaca fetal se utilizaba el fetoscopio, (figura III.1a) estetoscopio de diseño especial. En la que se escucha la actividad cardiaca entre contracciones, pero con este instrumento no es posible descubrir cambios sutiles en la frecuencia cardiaca fetal y no proporciona un método para vigilar al feto en forma continua. En el decenio de los 60, se introdujo el monitor electrónico fetal, con el que se puede valorar la frecuencia cardiaca fetal durante el trabajo del parto, en forma continua. En la actualidad, todas las unidades de obstetricia están capacitadas para realizar monitoreo electrónico fetal.

Para medir la frecuencia cardiaca fetal existen 2 métodos, externa o internamente . En el método externo, un transductor de ultrasonido Doppler (figura III.1b) trasmite y recibe señales ultrasónicas.

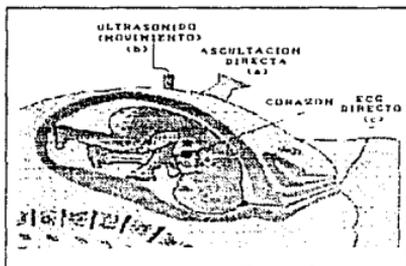


Figura III.1

El movimiento de los latidos del corazón fetal causa cambios en las señales reflejadas, que se convierten en electrónicas, representantes de la frecuencia cardiaca fetal. En el monitoreo interno, la frecuencia cardiaca se deriva del electroencefalograma fetal, que se obtiene con un electrodo colocado sobre el cuero cabelludo del feto. (figura III.1c)

Para monitoreo interno, el equipo incluye un monitor electrónico de la frecuencia cardiaca fetal, transductor ultrasónico externo doppler. Para determinaciones más exactas de la frecuencia cardiaca fetal, se utiliza un electrodo bipolar interno (transvaginal-transcervical) con una espiral unida al cuero cabelludo del feto. Esto mide el intervalo entre las ondas electrocardiográficas.

Si se cuenta con el monitoreo continuo del corazón fetal, habrá también la posibilidad de verificar patrones peligrosos de la frecuencia cardiaca fetal. Quizá más importantes que el equipo mismo es el conocimiento y capacidad para interpretar está frecuencia, y obtener un juicio obstetricio correcto.

El interés principal del médico es la seguridad de la madre y el producto. Cuando se descubren signos tempranos de sufrimiento fetal, como con el monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal, surge la tentación de realizar inmediatamente una operación de cesárea aun cuando la intervención podría no ser siempre necesaria.

La decisión de efectuar operación cesárea debe basarse no sólo en los datos del monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal sino también en otros factores: la causa del sufrimiento fetal, si se puede o no corregirse, el tamaño del conducto pelvico, la duración y el progreso del parto, etc.

El monitoreo electrónico externo es un transductor de ultrasonido que se utiliza para detectar el movimiento del corazón fetal, se une al abdomen de la madre con una angosta banda elástica o de punto. Las señales ultrasónicas que recibe el transductor se convierten en electrónicas, mismas que se registran.

El monitoreo externo es seguro, cómodo y es el método que más se utiliza para valoración de la frecuencia cardiaca fetal, la desventaja principal es la sobrerreacción por parte de un observador sin experiencia. Aun cuando hay quienes afirman que las ondas ultrasónicas podrían ser nocivas para el feto, hasta la fecha no se conocen efectos adversos por causa del monitoreo. El consejo general es que es seguro y útil.

El monitoreo externo no es invasor y es fácil de montar. Los artefactos son comunes debido al movimiento de la mujer en trabajo de parto y también del feto. Además, la señal del monitor externo se analiza por "lógica electrónica", que sólo cuenta la fase sistólica, eliminando la diastólica.

El monitoreo fetal interno sólo puede realizarse después de la rotura de las membranas y con dilatación del cuello uterino. Se inserta un electrodo en espiral a través del cuello uterino y se fija por rotación al cuero cabelludo del feto. Al colocar el electrodo debe tenerse en cuidado de evitar la cara. El alambre que sale del electrodo se une entonces a un monitor electrónico. Las complicaciones potenciales que acompañan la implantación del electrodo en el cuero cabelludo del feto incluyen infección materna y fetal con lesión al feto, inclusive con derrame de líquido cefalorraquídeo.

Los límites normales de la frecuencia cardiaca fetal son 120 a 160 latidos por minuto (figura III.2b) y muestra una variabilidad considerable. La frecuencia cardiaca fetal de más de 160 latidos por minuto se define como taquicardia (figura III.2a) y son numerosos los factores que contribuyen a desencadenarla. La causa más común es la fiebre materna. Taquicardia fetal puede ser indicación de insuficiencia cardiaca fetal, premadurez, y frecuencia cardiaca intrínsecamente anormal.

Bradicardia fetal se define como frecuencia cardiaca por debajo de 120 latidos por minuto (figura III.2c) La frecuencia cardiaca lenta puede mostrar enfermedad cardiaca congénita, bloqueo-cardiaco o presencia de enfermedad materna.

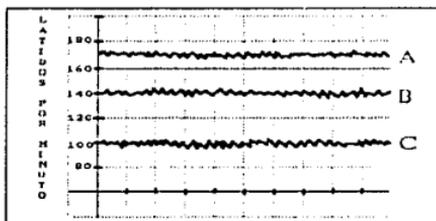


Figura III.2
A) Taquicardia basal
B) Frecuencia cardiaca normal
C) Bradicardia basal

La variabilidad en la frecuencia cardiaca fetal es un signo de certeza. La causa más peligrosa de ausencia de variabilidad, es indispensable contar con una historia clínica satisfactoria de la paciente para determinar si la reducción de la variabilidad es un signo de sufrimiento fetal o se trata sólo de un reflejo de la sedación.

Durante el trabajo del parto pueden presentarse diversas clases de cambios regulares de la frecuencia cardiaca fetal que en general se relacionan con las contracciones uterinas. Uno de esos cambios es la desaceleración o frecuencia cardiaca fetal lenta.

La desaceleración puede clasificarse como temprana, tardía o variable. Las tempranas es la disminución uniforme de la frecuencia cardiaca por causa de compresión de la cabeza fetal; La reducción de la frecuencia cardiaca acompañada con desaceleraciones tempranas o precoces suele variar de 10 a 20 latidos por minuto. Las desaceleraciones tempranas aisladas no se consideran peligrosas (figura III.3).

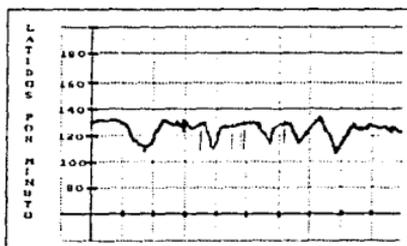


figura III.3
desaceleración temprana

Por el contrario, las desaceleraciones tardías (figura III.4) son un dato de gravedad. Al interpretar la gravedad de esas desaceleraciones, es importante poner atención a la línea basal de la frecuencia cardiaca, las desaceleraciones importantes y prolongadas, acompañadas de bradicardia o taquicardia y pérdida de variabilidad, son peligrosas y justifican la acción inmediata, como es la identificación de la causa, intentos de remediarla y, de no obtenerse éxito, acelerar el parto vaginal, y de no ser posible, por operación de cesárea.

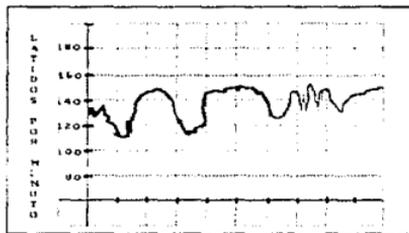


Figura III.4
Desaceleraciones tardías

La desaceleración variable (figura III.5) es el patrón de desaceleración de la frecuencia cardiaca fetal que se observa con mayor frecuencia. Representa la mayor parte de los problemas. Estas desaceleraciones varían en intensidad, duración y momento. Las desaceleraciones variables se piensa que tiene relación con la compresión del cordón umbilical. Cuando las desaceleraciones variables son graves y se acompañan de una frecuencia cardiaca basal elevada y pérdida de variabilidad, es necesario apresurar el parto.

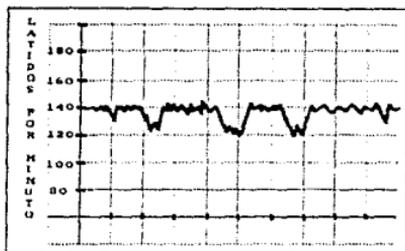


Figura III.5

Durante el monitoreo electrónico puede también detectarse arritmias fetales (bradicardia). Esas anomalías cardiacas podrían no estar causadas por falta de oxígeno o por situaciones relacionadas con el trabajo del parto, pero, en general, son un signo de enfermedad cardiaca congénita. Una vez que se descubre una arritmia, el ultrasonido puede demostrar una anomalía cardiaca que no es posible su corrección hasta después del nacimiento.

Después de exponer cómo se registra y se interpretan las variaciones de la frecuencia cardiaca fetal, será mucho más fácil conocer y deducir las limitaciones de la técnica clásica de la auscultación clínica con estetoscopio. La variabilidad latido a latido no puede apreciarse por simple auscultación clínica. Con frecuencia, la auscultación entre contracciones puede resultar engañosa. Por ejemplo, la existencia de taquicardia basal junto con desaceleraciones tardías o variables, no muy amplias puede pasar inadvertida.

Si se ausculta durante las últimas fases de una desaceleración tardía o variable, y durante una porción de tiempo en que la frecuencia cardiaca retorna a una taquicardia basal, puede tenerse la falsa impresión de que la frecuencia cardiaca fetal es normal, pues al auscultar y contar los latidos que se producen durante un minuto, se está promediando la frecuencia correspondiente al final de una desaceleración con una taquicardia basal.

Es preciso, por tanto, iniciar la auscultación antes de iniciarse la contracción, y extenderla durante toda la contracción y durante todo el intervalo intercontráctil siguiente. Con experiencia suficiente, es posible realizar esta auscultación incluso con estetoscopio, en la mayoría de las ocasiones. Para facilitar la auscultación existen instrumentos ultrasónicos que, basados en el efecto Doppler, traducen cada señal ultrasónica de latido cardíaco a sonidos amplificados a voluntad. Además de auscultar antes, durante y después de una contracción, es importante también considerar cómo debe efectuarse la cuenta de latidos. Es evidente que si se ausculta durante un minuto, y se cuentan los latidos producidos en ese minuto, pueda conocerse la frecuencia cardiaca fetal "media" durante ese minuto. Pero pasaran inadvertidas no sólo las variaciones latido a latido, que no pueden detectarse por una auscultación, si no también las variaciones a más largo plazo como aceleraciones o desaceleraciones de distinto tipo.

Para detectar las desaceleraciones, por lo menos las más acusadas, el período de cuenta de latidos debe ser más corto. Estudios de la escuela de Caldeyro-Barsia mostraron que los períodos de cuenta debían tener una duración de 15 segundos. Así se va sucediendo los períodos de 15 segundos durante los cuales se cuentan los latidos.

A la vez que un ayudante anota el número de latidos de cada período de 15 segundos, se registra el momento de inicio, la máxima intensidad y el final de la contracción. Después, multiplicando por 4 el número de latidos de cada período de 15 segundos, se tiene la frecuencia cardiaca fetal por minuto correspondiente a cada uno de esos períodos de 15 segundos. Esto permite observar, de un modo siempre aproximado las variaciones de la frecuencia cardiaca fetal en relación con la contracción. Interesa observar si se produce desaceleración, y si ésta coincide únicamente con el tiempo que dura la contracción uterina o persiste una vez finalizada está.

En este último caso se trata de desaceleraciones tardías o variables de por lo menos, cierta gravedad. Ante irregularidades de este tipo, sabemos que la frecuencia cardiaca fetal es anormal.

III.2 SUFRIMIENTO FETAL

El principal objetivo de la obstetricia actual es prevenir el sufrimiento fetal y disminuir la mortalidad perinatal, evitando el traumatismo materno. El sufrimiento fetal no está claramente definido, pues las consecuencias sobre el sistema nervioso central del feto, de las afecciones patológicas que complican la evolución del embarazo o del parto siguen siendo de difícil apreciación. El desarrollo de la neurología neonatal y las informaciones suministradas por los estudios epidemiológicos han hecho posible encuadrar, de la manera más o menos empírica, los signos que indican el sufrimiento fetal.

Se distinguen dos tipos de sufrimiento fetal:

a) El sufrimiento fetal crónico, que se define por la alteración del desarrollo fetal, presente o futura, física o intelectual. Este sufrimiento fetal crónico aparece durante el embarazo y su manera de expresión más frecuente es el retraso de crecimiento intrauterino. Generalmente es poco intenso y evoluciona de forma lenta y prolongada, pero en los casos extremos puede provocar la muerte del feto.

b) Un sufrimiento fetal agudo, que es la expresión de la anoxia fetal y, por esta razón, puede engendrar a corto plazo una patología cerebral franca. Este sufrimiento agudo es la continuación de un período de sufrimiento fetal crónico. De esta manera se sitúa el problema, que estará dominado por la necesidad de la exactitud del diagnóstico y por la importancia de una decisión urgente en el transcurso del trabajo.

Se debe tener en cuenta la etiología (estudio de la causa de las enfermedades) , la duración del sufrimiento y su gravedad. El conocimiento de las etiologías posibilita intensificar el control de los embarazos llamados <<de gran riesgo>>.

III.3 DIAGNOSTICO EN EL TRANCURSO DEL EMBARAZO

III.3.1 APOORTE DE LA CLINICA

Las consultas prenatales realizadas periódicamente posibilitan la detección del riesgo fetal. El mínimo necesario son cuatro consultas: antes del tercer mes, en el transcurso del sexto mes y en los quince primeros días del octavo y del noveno mes. si se detecta un factor de riesgo, las consultas se harán más frecuentemente.

Interrogatorio.- En la primera consulta el interrogatorio posibilita la detección de alto riesgo. La edad de la paciente influyen considerablemente porque se intensificará la vigilancia en la mujer primerisa o muy joven o más de 35 años de edad, así como en los casos gemelares. Respecto a los antecedentes familiares, se subrayará especialmente la hipertensión o la diabetes. Los antecedentes personales médicos ginecológicos y quirúrgicos serán detallados, lo mismo que las enfermedades y los tratamientos en curso. Los antecedentes obstétricos tienen una importancia considerable, particularmente para establecer el ritmo del control clínico.

Una estatura menor de 1,50 m y la obesidad son factores de riesgo. En las consultas siguientes se observarán algunas anomalías que pueden influir en la evolución del embarazo y que constituyen factores de riesgo.

Exámenes.- A partir de las 20 semanas los movimientos activos del feto deben ser percibidos regularmente por la paciente. El examen general, además de la auscultación cardíaca, debe comprobar el aumento de peso y la presión arterial. Finalmente el examen obstétrico comprueba la altura uterina, es decir, la medida de la distancia que separa el pubis del fondo uterino. Si existe una diferencia de 2 cm respecto de la medida teórica es necesario un control ecográfico. La auscultación del corazón fetal permite observar el nivel de la frecuencia cardíaca básica. El examen con el espéculo (instrumento auxiliar para examinar las cavidades del cuerpo) comprueba que no haya infección ni lesiones cervicales, El tacto vaginal controla el tipo de presentación y el estado del cuello uterino.

Disminución de los movimientos activos del feto.- Aunque se trate de un signo subjetivo, es de vital importancia. La cuantificación puede ser efectuada por la paciente, que anota diariamente la cantidad de movimientos activos percibidos durante 15 min. Cuando se señala una disminución de los movimientos fetales, se impone el control de la vitalidad con el trazado del ritmo cardíaco fetal.

III.4 ESTUDIO DE LA ACTIVIDAD CARDIACA FETAL

La vigilancia de la actividad cardíaca fetal es actualmente esencial para detectar el riesgo fetal y apreciar el carácter urgente o no de una interrupción del embarazo.

Se utilizan varios parámetros. Algunos, como el estudio del electrocardiograma y el intervalo electromecánico del tiempo de eyección ventricular, son aún objetos de estudio y solo se utilizarán en algunos casos particulares. En cambio, el análisis detallado del ritmo cardíaco fetal es de gran interés y es un método común para el control de los embarazos con riesgo.

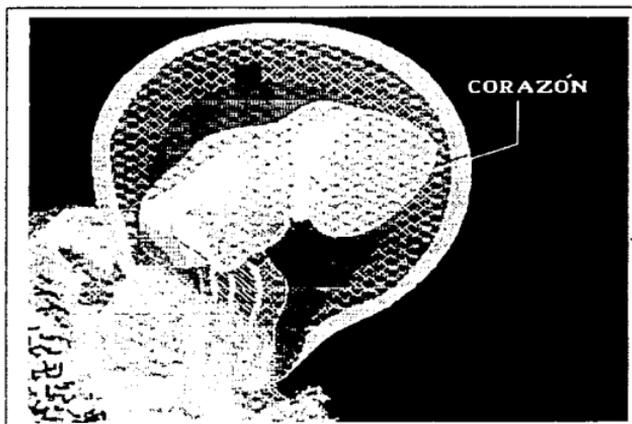


Figura III.6

Los modernos métodos de registro electrónico del corazón fetal y de las contracciones uterinas constituyen un medio indispensable para un control adecuado del estado del feto, la monitorización permite el registro continuado del latido cardíaco y la influencia que sobre el mismo tienen las contracciones de la madre. La detección de latidos cardíacos fetales se efectúa a partir de la octava semana (primer trimestre Figura III.7), en la cual ya no se le denomina embrión sino feto, debido a que su aspecto es ya claramente humano.

El sistema circulatorio fetal es cada vez más perfecto. Las cavidades del corazón están perfectamente delimitadas y este late con fuerza creciente.



Figura III.7

En el segundo trimestre, es posible escuchar los latidos del corazón fetal por medio de un estetoscopio (Figura III.7).



Figura III.8

Dentro del tercer trimestre, (Figura III.8) los medio de registro electrónico son indispensables para diagnosticar el estado del feto. Ante cualquier signo de sufrimiento del feto, el obstetra moderno, tomara una decisión en función de la información que obtenga a través del estudio del medio interno fetal.

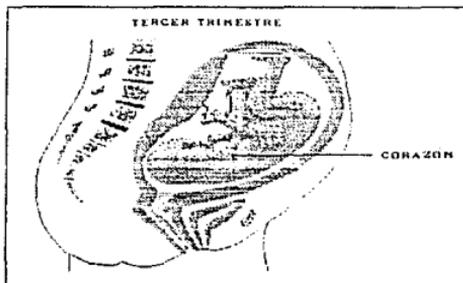


Figura III.8

Técnica del trazado del ritmo cardíaco fetal (R.C.F.) .- El monitoreo obstétrico se basa en el trazado continuo y simultáneo del R.C.F. y de las contracciones uterinas con un aparato eléctrico llamado cardiotocógrafo. Durante el embarazo el trazado de las contracciones uterinas se hace por tocografía externa, con lo cual se observa el principio, el final y la duración de la contracción, pero nunca su intensidad real. El control electrónico del R.C.F. está fundamentado en la medición de los intervalos que existen entre cada latido cardíaco fetal. Por tratamiento de los períodos así obtenidos, el cardiotocógrafo restituye en el papel una gráfica que representa la frecuencia cardíaca fetal. Ello supone, en cada latido cardíaco, la detección de una señal clara, característica y reproducible.

El fonocardiograma fetal.- Mediante un micrófono aplicado en el abdomen de la gestante, en el lugar de mayor intensidad de los tonos cardíacos, puede recogerse una señal que amplificada convenientemente, puede ser oída o transformarse en un registro de frecuencia cardíaca fetal (FCF) continuo. Las principales ventajas de este método son: a) su fácil aplicación b) puede utilizarse con membranas íntegras y cuello cerrado, es decir, durante la gestación y el parto. Sin embargo, sus inconvenientes más importantes son: a) como existen dos tonos, la pérdida de uno de ellos o la aparición de otro ruido puede dificultar el procesamiento de los datos.

b) en pacientes obesas es difícil obtener una buena señal; c) los movimientos fetales y maternos dificultan la exploración; d) a menudo el aparato mezcla los ruidos del corazón materno con el de los intestinos; e) finalmente, el poder de resolución de estos aparatos es pobre frente a frecuencias elevadas (taquicardias).

La ultrasonografía.- Los ultrasonidos se emplean también para detectar los latidos del corazón fetal. El fundamento del método es el efecto Doppler, basado en la reflexión de las ondas ultrasónicas por las superficies en movimiento. Se emplea un emisor-receptor (de cristales de cuarzo o de titanato de bario) de alta frecuencia (2,1 = 0,002 MHz) y de baja energía (inferior a 7.5 mW por cm²). Estas ondas, al atravesar las distintas estructuras , se reflejan produciendo ecos. Los ecos de superficies móviles son reflejados con la misma frecuencia de movimiento de dicha superficie, en este caso el corazón fetal o los grandes vasos. Este eco reflejo se procesa para convertirse en ruidos audibles o ser registrados en un papel de forma continua (cardiografía ultrasónica). Las principales ventajas de este método son: a) aplicación externa sobre el abdomen de la paciente; b) facilidad de la técnica; c) puede usarse durante el embarazo y el parto; d) capacidad de apreciar la FCF desde las 8 semanas de embarazo. El principal inconveniente de este método es que los movimientos fetales o de la paciente pueden hacer que el haz ultrasónico se desvíe perdiéndose la señal. De todas formas, este método, en la práctica, es de gran utilidad.

El electrocardiograma fetal.- Puede hacerse sobre el abdomen de la gestante o directamente sobre el feto.

En la electrocardiografía fetal tomada sobre el abdomen de la gestante, los electrodos se colocan en el abdomen de la embarazada, orientados en el sentido del eje longitudinal del feto. En el muslo de la paciente se coloca un electrodo de placa cuya finalidad es eliminar posibles interferencias. La actividad cardíaca puede recogerse en un osciloscopio o registrarse sobre una gráfica en papel.

III.4.1 DESCRIPCION DE LOS TRAZADOS

La amplitud de las oscilaciones. Expresada en latidos por minuto (lpm), designa la diferencia entre el nivel superior y el nivel inferior, entre los que evolucionan estas oscilaciones durante el minuto estudiado. La frecuencia. Es la cantidad de ciclos que estas oscilaciones describen en un minuto. Las oscilaciones normales tienen una amplitud de 5 a 25 lpm y una frecuencia de 2 a 6 ciclos por minuto. Varios factores pueden influir en la disminución de la amplitud o de la frecuencia de las oscilaciones; pero antes de pronunciarse por un sufrimiento fetal hay que eliminar los períodos de reposo fetal, la toma de algunos medicamentos depresores del sistema nervioso central administrados a la madre.

La disminución de las oscilaciones del R.C.F. constituyen durante el embarazo uno de los signos del sufrimiento fetal. Su interpretación necesita que se tenga en cuenta el tipo de oscilación predominante, el porcentaje observado con respecto al conjunto del trazado y de la evolución de estos datos con arreglo a los trazados diarios.

Con respecto al aumento de las oscilaciones indica una modificación del orden hemodinámico. Normalmente aparece después de movimientos fetales.

III.4.2 Variaciones del ritmo cardíaco básico

Las aceleraciones del ritmo cardíaco se observan con frecuencia. Generalmente aparecen al mismo tiempo que los movimientos fetales y entonces son rápidos y breves aumentos de la frecuencia cardíaca. La tendencia actual es considerar la presencia de aceleraciones en un trazado como un signo en favor del buen estado del niño.

Las disminuciones del ritmo cardíaco, sobre todo si aparecen durante una contracción o al final de la misma, agravan el pronóstico fetal. Se eliminará una disminución aislada secundaria a la postura materna (compresión de la vena cava inferior). La interpretación de los ritmos lentos durante el embarazo debe tener en cuenta fundamentalmente la asociación o no de anomalías de las oscilaciones.

El ritmo cardíaco normal es el que asocia por un lado una frecuencia cardíaca básica comprendida entre 120 y 160, oscilaciones de amplitud entre 5 y 25 lpm y frecuencia de 2 a 6 ciclos/min y, por otro lado, sin lentitud del ritmo, sino al contrario, aceleraciones durante los movimientos fetales. Este tipo de ritmo constituye una garantía absoluta del bienestar fetal en el momento en el que se realiza.

**IV DESCRIPCION GENERAL DEL
PROCESO BIOMEDICO EMPLEADO
EN LA DETECCION DE LATIDOS
FETALES**

IV.1 ULTRASONIDO

IV.2 EFECTO DOPPLER

IV.3 EFECTOS PERJUDICIALES

IV DESCRIPCION GENERAL DEL PROCESO BIOMEDICO EMPLEADO EN LA DETECCION DE LATIDOS FETALES

IV.1 ULTRASONIDO

Los ultrasonidos como su nombre lo indica, son vibraciones sónicas que se desplazan a través del medio a una frecuencia muy alta la cual lo hace inaudible para el oído humano, esta frecuencia se sitúa por arriba de los 20000 ciclos por segundo (Hz). Actualmente, para los diagnósticos médicos, se utilizan frecuencias del orden de los millones de ciclos por segundo.

Podemos decir que el ultrasonido no es mas que energía mecánica que necesita un medio material para su propagación, la cual se realiza con un movimiento ondulatorio y en línea recta, la velocidad depende de las características sónicas del medio.

Las principales ventajas del sonido de alta frecuencia o ultrasonido, como herramienta diagnóstica son: 1) el ultrasonido puede ser dirigido en un haz, 2) obedece las leyes de reflexión y 3) es reflejado por objetos de pequeño tamaño. La principal desventaja es que se propaga muy pobremente a través de un medio gaseoso. Es casi imposible para el ultrasonido el pasar a un medio gaseoso, como el aire, o a través de él.

Como resultado, el elemento productor de ultrasonido o transductor debe estar en contacto directo con el cuerpo del paciente durante el examen, sin interposición de aire. Además es difícil examinar aquellas partes del cuerpo que contienen aire.

Cuando se discute algún tipo de sonido, se deben entender los siguientes términos: ciclo, longitud de onda, velocidad y frecuencia. La figura IV.1 muestra que una onda de sonido se compone de una serie de compresiones y rarefacciones.

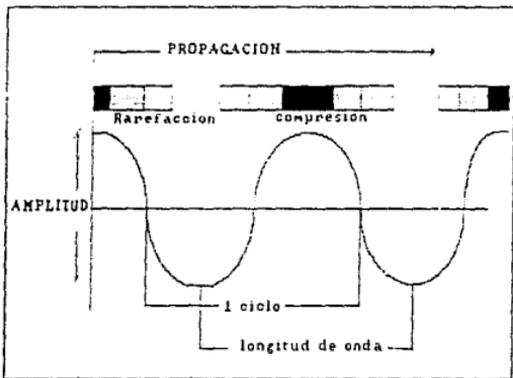


Figura IV.1

Tales cambios con frecuencia se describe como una onda senoidal en la cual el pico de la elevación representa la presión máxima y el nadir del valle, la presión mínima.

La combinación de una compresión y una rarefacción representa un ciclo, y la distancia entre la aparición o compresión pico de un ciclo y el próximo es la longitud de onda. La velocidad representa la rapidez con la cual la onda de sonido viaja a través de un medio particular. Frecuencia es el número de ciclos en un tiempo determinado. En otras palabras, la velocidad es igual a la frecuencia por la longitud de onda:

$$F = \frac{V_s}{\lambda}$$

donde:

F = frecuencia

V_s = Velocidad del sonido

λ = longitud de onda

La frecuencia y longitud de onda están inversamente relacionadas; a mayor frecuencia, menor longitud de onda. La velocidad a la cual el sonido viaja a través de un medio depende de la densidad y propiedades elásticas de ese medio. Por ejemplo, a través de un medio denso, como un sólido, viaja más rápido que a través de una sustancia menos densa, como el agua. La velocidad también depende de la temperatura. Sin embargo, dado que la temperatura corporal es relativamente constante, dentro de los límites estrechos, los cambios de temperatura no suelen ser un factor de importancia en el diagnóstico médico.

La velocidad del sonido es bastante constante en el tejido blando humano: aproximadamente 1.540 metros por segundo. La diferencia en la velocidad es significativa si el sonido pasa a través de una estructura sólida como el hueso.

Otra característica importante de los ultrasonidos es su intensidad definida como la energía sónica que llega, por segundo, a una superficie de 1 cm. La intensidad utilizada en ecodiagnóstico es del orden de los milivatios por cm² (mW/cm²) -de 2 a 6 normalmente.

La forma en la cual el sonido atraviesa un medio con frecuencia se relaciona con la impedancia acústica de ese medio. Por definición la impedancia acústica es la densidad del medio por la velocidad a la que el sonido atraviesa ese medio. Por razones prácticas se puede pensar en la impedancia acústica en términos de la densidad del medio. A medida que la onda de sonido atraviesa un medio homogéneo, continúa en línea recta. Cuando el haz alcanza una interfase entre dos medios con diferentes impedancias acústicas, sufre reflexión y refracción.

En la figura IV.2 se observan los principios de reflexión y refracción. A medida que la onda de sonido atraviesa un medio relativamente homogéneo (medio N°1, figura. IV.2), se propaga casi en línea recta.

Cuando alcanza una interfase con un medio de impedancia acústica o densidad distintas (medio N°2, figura. IV.2), parte del haz es refractado y parte es reflejado.

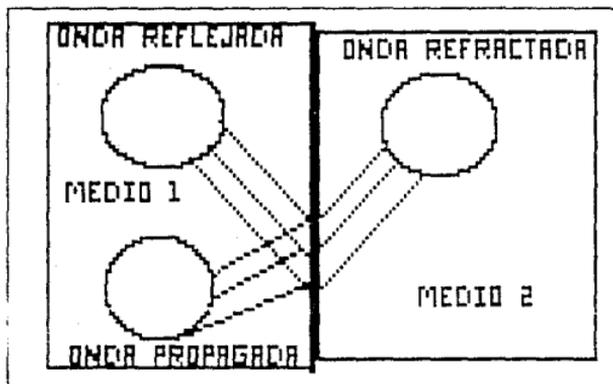


Figura IV.2

Casi todos los métodos diagnósticos por ultrasonido se basan en el principio de que el ultrasonido es reflejado por una interfase entre medios de impedancias acústicas distintas. La cantidad de sonido que es reflejado depende del grado de diferencia entre los dos medios, esto es, a mayor discrepancia acústica, mayor cantidad de sonido reflejado. Por ejemplo, se refleja más sonido en una interfase entre medios gaseosos y sólidos, que entre una interfase líquido-sólido.

La reflexión o no del ultrasonido por una interfase también depende de los tamaños relativos de la discrepancia de los medios y la longitud de onda. Si un objeto sólido es sumergido en agua, que el ultrasonido sea reflejado desde ese objeto depende del tamaño del objeto sólido con respecto a la longitud de onda del ultrasonido. El hecho de que frecuencia y longitud de onda estén relacionados inversamente, es decir, que al aumentar una, disminuye la otra y viceversa, aumenta las posibilidades de detección de estructuras de pequeño tamaño.

Si tenemos en cuenta que para detectar un objetivo con ultrasonido, el diámetro del haz o dimensión mayor debe ser al menos cuatro veces la longitud de onda del haz, cuanto mayor sea la frecuencia de dicho haz, o lo que es lo mismo, mientras menor sea su longitud de onda podrán ser detectadas estructuras más pequeñas.

Un ejemplo de lo que hemos visto hasta el momento es el siguiente: Si conocemos la frecuencia de un haz de ultrasonido y su velocidad de propagación en un medio (aire, agua, etc.), primero, se puede conocer su longitud de onda aplicando la fórmula. Del mismo modo, conociendo la longitud de onda se puede conocer su frecuencia.

Por ejemplo si deseamos conocer la longitud de onda con los siguientes datos:

$$\text{Frecuencia} = 1 \text{ MHz} = 1.000.000 \frac{\text{ciclos}}{\text{seg}}$$

$$V_s = 1500 \frac{\text{metros}}{\text{seg}} \text{ (para el agua)}$$

Dada la formula:

$$F = \frac{V_s}{\lambda}$$

Despejamos:

$$\lambda = \frac{V_s}{F}$$

Calculamos:

$$\lambda = \frac{1500}{1 \times 10^6}$$

$$\lambda = 0.0015 \text{ metros}$$

Como la frecuencia y la longitud de onda están en relación inversa, entonces para el ejemplo anterior se podrá detectar, en el agua, estructuras de un diámetro mínimo de 0.006 metros.

Por lo común la ecocardiografía utiliza ultrasonidos de aproximadamente 2 MHz de frecuencia. Un sonido con una frecuencia de 2MHz permite el registro de distintos ecos de interfases separadas por 1 mm. Dado que el ultrasonido de muy alta frecuencia es reflejado por muchas interfases pequeñas, un gran porcentaje de la energía ultrasónica es reflejada por estas interfases, y menor energía queda disponible para penetrar profundamente en el cuerpo.

Así, la penetración del haz ultrasónico disminuye a medida que aumenta la frecuencia. La absorción y dispersión sónica, que ocurre incluso en un medio homogéneo, también determina que tan bien penetra el ultrasonido. Nuevamente, ultrasonidos de frecuencias más altas tienen mayor absorción y dispersión, y por lo tanto la penetración es más pobre. Naturalmente, cuanto menos homogéneo sea el medio, más difícil resulta la penetración del ultrasonido, por cuanto la reflexión y refracción son importantes factores en la disminución de la intensidad del haz a medida que atraviesa un medio homogéneo.

La pérdida de ultrasonido a medida que pasa a través de un medio se denomina atenuación, que es una combinación de absorción y dispersión.

Los términos que se emplean para expresar la cantidad de absorción y atenuación del ultrasonido en los tejidos son "capa de valor medio" o "distancia del poder medio". Estos términos expresan la distancia que el ultrasonido debe atravesar en el tejido particular antes de que su energía o amplitud sea atenuada a la mitad de su valor original.

En el cuadro siguiente se ofrecen las distancias del poder medio para tejidos y sustancias importantes en ecocardiografía. Obviamente, estos valores dependen de la frecuencia, y los que se observan en el cuadro son para una frecuencia de 2MHz.

ELEMENTO	DISTANCIA PODER MEDIO (cm)
AGUA	380
SANGRE	15
TEJIDO BLANDO	5 a 1
MUSCULO	1 a 0.6
HUESO	0.7 a 0.2
AIRE	0.08
PULMON	0.05

Distancia de poder medio para tejidos y sustancias de importancia en ecocardiografía. Como se observa en el cuadro, el ultrasonido puede viajar 38 cm en el agua antes de que su poder disminuya a la mitad de su valor original. La pérdida de poder cuando el ultrasonido viaja a través de la sangre, si bien es considerablemente mayor, sigue siendo baja, considerando las distancias existentes en ecocardiografía. Como era de esperarse, la atenuación es mayor para el tejido blando, e incluso más para el músculo. Por ello, no es sorprendente que una pared torácica muscular delgada representará un obstáculo importante a la transmisión del ultrasonido. El tejido blando no muscular, como la grasa, tiene una distancia del poder medio mayor que el músculo y no es tan atenuante. La distancia del poder medio del hueso es aún más pequeña que para el músculo, lo que prueba porque el hueso es una barrera para el ultrasonido. No se ha mencionado el cartílago, pero sus propiedades atenuantes son claramente menores que las del hueso. El aire y los pulmones tienen distancias en extremo cortas y representan severos obstáculos para la transmisión de ultrasonido.

IV.1.2 LOS TRANSDUCTORES Y LA PRODUCCION DE HACES ULTRASONICOS

El uso del ultrasonido se volvió algo práctico con la aparición de los transductores piezoeléctricos. Piezoeléctrico significa "presión eléctrica". Las sustancias piezoeléctricas cambian de forma bajo la influencia de un campo eléctrico, siendo el cuarzo uno de los primeros elementos en los que se notó esta propiedad. Si se hace pasar una corriente eléctrica a través de un cristal de cuarzo (figura IV.3), la forma del cristal varía con la polaridad. A medida que el cristal se expande y contrae, produce compresiones y rarefacciones u ondas de sonido. Lo contrario también es verdad: cuando el cristal es chocado por una onda sónica, produce un impulso eléctrico. Este elemento piezoeléctrico es el principal componente de un transductor ultrasónico. En los transductores comerciales se utilizan cerámicas como titanato de bario o circonato y titanato de plomo como elemento piezoeléctrico.

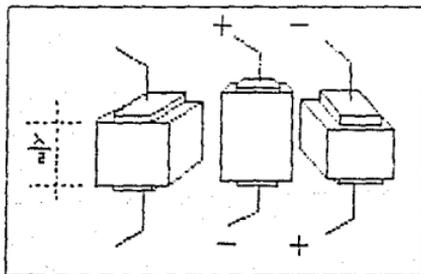


Figura IV.3

La figura IV.4 es un diagrama de los componentes esenciales de un transductor mostrando el elemento piezoeléctrico como electrodos conectados a una fuente eléctrica en ambos lados. Detrás del elemento piezoeléctrico se encuentra cierto material de sostén, que absorbe la energía del sonido dirigida hacia atrás y mejora la forma de la energía que se dirige hacia adelante.

En los últimos diseños de transductores el ancho del elemento piezoeléctrico es un cuarto de la longitud de onda inherente a la frecuencia transmitida. El diseñar al transductor de esta manera ha mejorado significativamente la eficiencia y sensibilidad del transductor. Por ello, los transductores de " un cuarto de longitud de onda " se están convirtiendo en los habituales de la industria.

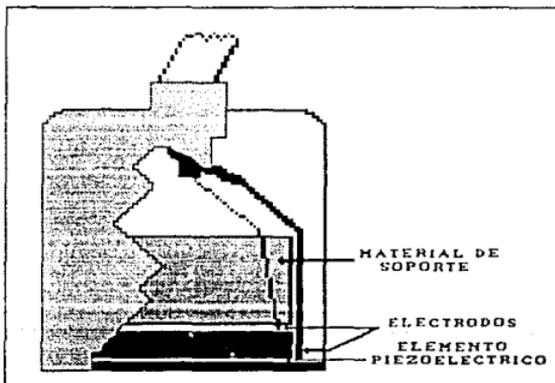


Figura IV.4

Debido a los últimos avances en la instrumentación, se hace necesario entender la naturaleza del haz ultrasónico generado por el transductor. Si se usa un solo transductor pequeño, las ondas ultrasónicas irradian desde ese transductor como lo hacen las ondas que produce una piedra al caer al agua (figura IV.5). Si se van a utilizar varios elementos pequeños para producir el haz ultrasónico, las ondas curvas individuales se combinarán para formar un frente de onda lineal que se mueve perpendicularmente desde los elementos dispuestos linealmente. Así, empleando múltiples elementos pequeños que disparan en forma simultánea, se genera un haz ultrasónico unidireccional. Si se utiliza un único elemento grande, procedimiento muy común en ecocardiografía, resultará un número infinito de elementos pequeños.

Los frentes de ondas individuales forman un frente de onda lineal compacto que se mueve perpendicularmente fuera de la cara del transductor.

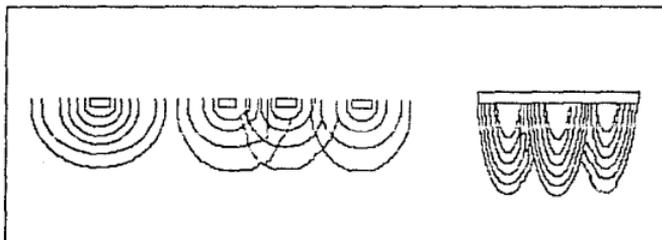


Figura IV.5

Las principales ondas de sonido producidas por un transductor son longitudinales. Estas ondas que se producen principalmente sobre líquidos, se mueven paralelas a la dirección de propagación de las ondas sonoras.

Otras ondas como las ondas puras, se mueven perpendiculares a la propagación; sin embargo, estas ondas ocurren, principalmente, en sólidos como el hueso, y desempeñan un papel relativamente menor en ecocardiografía. Un frente de ondas secundario más importante presenta el problema de los "lóbulos laterales". Como se observa en la figura IV.5, el haz ultrasónico está compuesto por múltiples ondas circulares que se originan a partir de cada elemento, en especial de los bordes, y se mueven en direcciones diferentes de la principal onda longitudinal. Este problema es mayor con un solo elemento pequeño, y tiene menos importancia con un solo elemento grande.

En parte por el mayor número de bordes, un haz ultrasónico generado por múltiples elementos pequeños tiene más haces ultrasónicos extraños lóbulos laterales que el formado por un solo elemento grande.

El haz ultrasonico está compuesto por una serie de ondas longitudinales. A medida que el haz se propaga, permanece esencialmente paralelo hasta una determinada distancia, y entonces diverge (figura IV.6).

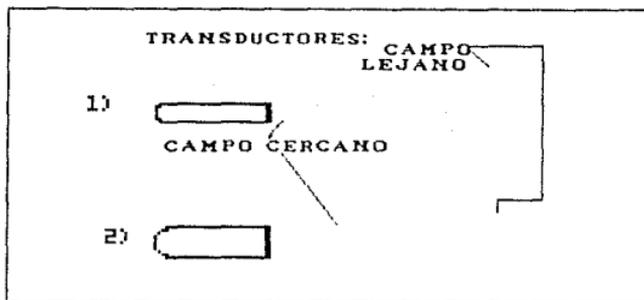


Figura IV.6

La parte del haz más cercano al transductor y paralelo a éste, se denomina campo cercano o zona de Fresnel. Cuando el haz comienza a desviarse, se le denomina campo lejano o zona de Fraunhofer.

El uso diagnóstico del ultrasonido es mejor cuando los objetos a examinar están localizados en el campo cercano, porque el haz está más paralelo y las interfases reflectantes están más perpendiculares al transductor. Se pueden detectar muchas interfases en el campo cercano, pero esto se dificulta a medida que se interna en el campo lejano.

El largo del campo cercano: 1) es una función del radio del transductor y la longitud de onda y se calcula como igual al cuadrado del radio (R) dividido por la longitud de onda.

$$l = \frac{R^2}{\lambda}$$

Así, para alargar el campo cercano habría que acortar la longitud de onda o aumentar el tamaño del transductor. La figura IV.6 muestra el efecto del tamaño del transductor y la figura IV.7 el efecto de la frecuencia sobre el largo del campo cercano. Duplicando el tamaño del transductor se cuadruplica el campo cercano. Con un diámetro de 12 mm, un transductor de 2.25 MHz tiene un campo cercano de 5.26 cm (figura IV.7). Un transductor de 3.5 MHz con un diámetro de 12 mm tiene un campo cercano de 8.2 cm. Aumentando la frecuencia a 5 MHz, el campo cercano aumenta a 11.6 cm.

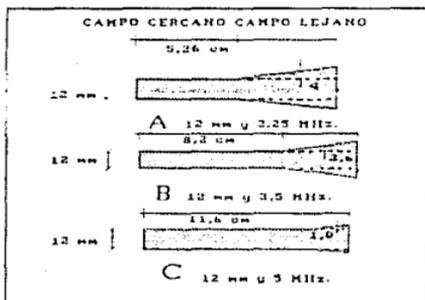


Figura IV.7

IV.1.3 ULTRASONIDOS EN LA MEDICINA

Los ultrasonidos tienen una gran aplicación en el campo de la medicina ya sea con fines terapéuticos o diagnósticos. Sin embargo las aplicaciones con fines diagnósticos ha superado con mucho a las aplicaciones terapéuticas de estos.

Los ultrasonidos pueden utilizarse como método diagnóstico gracias a su propiedad de reflejarse produciendo ecos cuando en su propagación atraviesan estructuras de características sónicas diferentes. El número de las reflexiones (ecos) depende del número de gradientes de densidad entre las estructuras atravesadas y de la magnitud de dichos gradientes.

Las reflexiones producidas pueden ser analizadas por dispositivos especiales los cuales nos darán información acerca de las estructuras atravesadas para su posterior tratamiento si este es necesario. El registro de las reflexiones constituye la base del ecodiagnóstico.

El ecodiagnóstico es un método que , como cualquier otro método diagnóstico) acarrea ciertas ventajas y también ciertas desventajas.

Las ventajas del ecodiagnóstico radican en:

- a) Su inocuidad. Al ser suficiente la utilización de haces ultrasónicos de poca energía. Ello permite repetir las exploraciones cuantas veces sea necesario, sin perjudicar en forma alguna al paciente otros agentes físicos, tales como los rayos X y los radionúclidos, por ejemplo.

- b) La comodidad. Para el enfermo resulta una ventaja muy grande debido a que la exploración no es dolorosa, ni requiere posturas incómodas, compresiones o inyecciones, por lo tanto, no acarrea complicaciones de salud posteriores.

- c) La fidelidad de la información obtenida, que en bastantes casos, sobretodo referentes a la exploración de partes blandas no puede conseguirse con otros agentes físicos.

Los inconvenientes del ecodiagnóstico son:

- a) La subjetividad de su interpretación, sobre todo en alguna de sus modalidades, cuya información no es específica.

- b) Solo proporciona una orientación diagnóstica de gran valor pero casi nunca un diagnóstico definitivo, a pesar de la gran fidelidad del sistema. Por esta razón, es conveniente que el ecodiagnóstico sea combinado con alguna o algunas de las otras técnicas diagnósticas tales como la radiología convencional, las endoscopias, la termografía, etc.

En la ultrasonoterapia el factor físico más importante a considerar es la cesión de energía, del haz de ultrasonido al medio, (en este caso el cuerpo humano), de cuya absorción van a derivarse una serie de efectos fisiológicos que son la base de su indicación terapéutica, en ecodiagnóstico interesa más la detección de reflexiones (ecos) producidos en virtud de la interacción del haz ultrasónico con el medio, porque tales reflexiones van a proporcionar la información diagnóstica deseada. Ambos factores, sesión energética y producción de ecos, aparecerán siempre que se dirija un haz de ultrasonido al interior del organismo, independientemente de que nuestra intención sea terapéutica o diagnóstica.

En el primer caso las reflexiones sucesivas del haz ultrasónico representan un fenómeno adverso, en relación a la pérdida de energía que supone. En el segundo caso, la utilización de una pequeña energía bastará para los fines diagnósticos, garantizando, por otra parte, la inocuidad de la exploración.

Resumiendo, podemos decir que para el ecodiagnóstico se utilizan unos haces de ultrasonido cuyas magnitudes físicas son diferentes a las empleadas en ultrasonoterapia.

La gama de frecuencias más utilizada en ecodiagnóstico oscila comúnmente entre 1 y 10 MHz. En cambio en ultrasonoterapia se emplean frecuencias comprendidas entre los 0,8 y los 3 MHz.

Dentro de la gama de frecuencias utilizada en ecodiagnóstico, las más elevadas van ligadas a una atenuación más rápida del haz porque son más absorbidas por el medio lo que condiciona un alcance limitado a zonas superficiales. no obstante, como el diámetro del haz es menor para estas frecuencias, su poder de definición es bueno.

Por el contrario, para las frecuencias más bajas de la gama a que hemos hecho referencia, la atenuación es menor, en virtud de su mayor absorción por el medio, lo que permite la exploración de zonas más profundas, aunque su poder de definición será menor ya que para estas frecuencias el diámetro del haz es mayor e influyen más los fenómenos de dispersión, refracción y difracción.

IV.2 EFECTO DOPPLER

IV.2.1 APLICACIONES AL ECODIAGNOSTICO

La ecocardiografía de Doppler está jugando un papel cada vez más importante en el laboratorio ecocardiográfico. Se han producido significativos avances en la instrumentación de Doppler y en nuestra comprensión de cómo esta información puede ser de utilidad clínica. Así, el conocimiento de los principios de Doppler es esencial para cualquier involucrado en la ecocardiografía. Con el acercamiento de Doppler el principal interés está en obtener información de objetos móviles.

El efecto fue descrito por el físico austriaco Christian Doppler en 1842. Este consiste en la modificación que sufre la frecuencia emitida por un transductor ultrasónico cuando la posición relativa entre el emisor del sonido y su receptor está cambiando continuamente. Si la fuente de un sonido está quieta, la longitud de onda y la frecuencia del sonido que emanan de esa fuente son constantes (figura. IV.8A). Sin embargo, si la fuente de sonido se mueve hacia el oído de quien escucha, la longitud de onda disminuye y la frecuencia aumenta (figura. IV.8B). Si el origen del sonido se aleja del oído (figura. IV.8C), la longitud de onda aumenta y la frecuencia disminuye.

El clásico ejemplo de este fenómeno es el sonido que se origina de un tren en movimiento. A medida que el tren se va acercando al individuo, el sonido que emerge del silbato del tren crece en tono o frecuencia. En cuanto el tren pasa y se aleja, el silbato disminuye en frecuencia o tono.



Figura IV.8

La figura IV.9 muestra cómo se puede usar el sonido reflejado para determinar el movimiento de una estructura que refleja la energía ultrasónica.

Si se tienen dos transductores, un transductor transmisor (T) y un transductor receptor (R), se puede dirigir un haz ultrasónico hacia un objetivo.

El transductor receptor puede reflejar los ecos reflejados. Si el objetivo está quieto, la frecuencia del haz ultrasónico transmitido y la frecuencia del haz ultrasónico reflejado son idénticas (figura. IV.9A).

Si el objetivo que refleja la energía ultrasónica está en movimiento hacia los transductores (Figura IV.9B), la frecuencia del haz ultrasónico es distorsionada y la frecuencia de recepción aumenta. Si el objetivo se mueve alejándose de los transductores (Figura IV.9C) ocurre la situación contraria.

Bajo estas circunstancias la frecuencia del haz ultrasónico recibido (f_r) es menor que la transmitida (f_t). El desvío de Doppler, o frecuencia, es la diferencia entre la recibida y la transmitida.

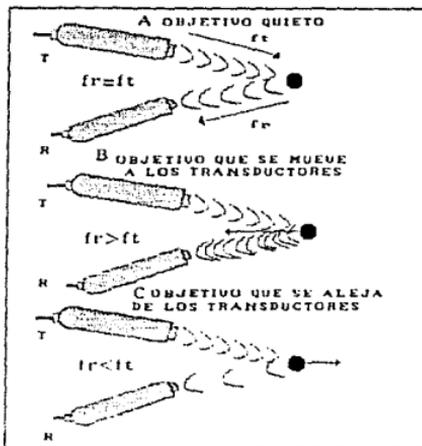


Figura IV.9

La figura IV.10 muestra la relación matemática entre la velocidad del objetivo y la frecuencia de Doppler. Como se observó en las ecuaciones Doppler, la velocidad del objetivo en movimiento (v) es una función de la frecuencia Doppler, la velocidad del sonido en el medio bajo examen, la frecuencia transmitida y el ángulo (θ) entre el haz ultrasónico y la senda del objetivo en movimiento.

$$fd = f_r - f_t$$

$$fd = 2ft \frac{v \cos \theta}{c}$$

$$v = \frac{fd \cdot c}{2ft (\cos \theta)}$$

$c = \text{velocidad del sonido}$

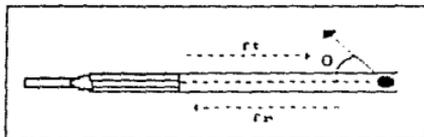


Figura IV.10

Dado que la velocidad del sonido en el medio es conocida y constante, y considerando que la frecuencia transmitida es también conocida, entonces la velocidad es una función de la frecuencia de Doppler y el ángulo theta. Los ultrasonidos, como sonidos de alta frecuencia, También cumplen con el efecto Doppler. La emisión continua de ultrasonidos mediante un transductor fijo, en dirección a un objeto en movimiento, dará lugar a unas reflexiones (ecos) cuya frecuencia, debido al movimiento de dicho objeto, sufrirá variaciones respecto de la frecuencia del haz ultrasónico emitido, para cada posición relativa entre el objeto en movimiento y el transductor que está inmóvil. Gracias a un montaje electrónico adecuado, cada variación de la frecuencia se transformará en una señal eléctrica, que se representará en un registro acústico, que, convenientemente tratada, se hará audible para el oído humano.

La técnica exploratoria consiste en mantener la cabeza del transductor en contacto fijo con la superficie. Esta cabeza consta de una porción constantemente emisora y otra que actúa como receptora. De este modo se registrarán en una diferencia de tiempo todos los momentos de movimiento que se produzcan.

IV.2.2 EFECTO DOPPLER EN LA DETECCION DE LATIDOS CARDIACOS FETALES

La mayoría de los aparatos que actualmente existen en el mercado dedicados al monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal, están basados en el efecto Doppler. Estos aparatos emplean intensidades que oscilan entre los 2,8 miliwattios/cm² y frecuencias que oscilan al rededor de los 2,25 megaciclos.

El principio de estos aparatos (Sonicoids, Doptones, etc.), es el mismo. En la misma cabeza emisora se halla adaptado un oscilador emisor, que recibe una frecuencia de corriente continua y que posee un cristal de titanato de bario y un cristal del mismo metal pero receptor. Las ondas emanadas del cristal emisor chocan contra medios de distinta impedancia (piel, músculo, corazón, sangre) y son parcialmente reflejadas.

Dichas ondas, son reflejadas y cuya frecuencia se ha alterado a causa de la reflexión, son captadas por un cristal receptor a partir del cual, y tras haber pasado por una serie de amplificadores y adaptadores de señal como son los controles de sensibilidad, moduladores y filtros de bandas transforman dichas ondas en ondas audibles, y de este modo es posible detectar y oír perfectamente el latido cardiaco fetal.

La amplitud de la señal que recibimos depende de cuatro factores:

1. De la velocidad a la que circula el <<target>> (blanco, objetivo), en nuestro caso la sangre en el espacio intervelloso, por los espacios cardíacos fetales o por el cordón umbilical.
2. Del ángulo existente entre la cabeza emisora y el objeto <<target>>.
3. Infiuye igualmente el tamaño del objeto a identificar.
4. Infiuye la profundidad a que éste se halle. Este parámetro justifica la mayor dificultad de audición de las mujeres obesas.

Existen cinco sonidos distintos que se pueden detectar con un examen diagnóstico Doppler:

- a) Los vasos maternos (arterias uterinas, aorta, etc.), caracteriza dos por un sonido tenso y una frecuencia coincidente con el pulso materno.
- b) Los latidos cardíacos fetales, caracterizados por el típico latido embriocárdico, representado por unos sonidos de corta duración, secos y potentes, con una frecuencia doble que la materna, y que recuerdan el galopar de un caballo.
- c) Los soplos placentarios, caracterizados por un sonido semejante al del vapor de una máquina de gas, de frecuencia igual a de los latidos cardíacos fetales.

- d) Los grandes vasos fetales; en estos casos el sonido es único, de frecuencia idéntica a la del corazón fetal, pero de mayor intensidad.
- e) Los movimientos fetales, esporádicos, bruscos, no armónicos, que resultan de movimientos bruscos de las extremidades fetales.

Algunas aplicaciones del efecto Doppler son:

- El diagnóstico de la vida o muerte fetal.
- El diagnóstico de la gestación inicial.
- La localización placentaria.
- La confirmación de la vida fetal antes de la intervención ginecológica.
- El diagnóstico de malformaciones cardíacas.
- El control permanente de la frecuencia cardíaca fetal.

De todas estas posibilidades diagnósticas concedemos un valor fundamental al diagnóstico de la vida o muerte fetales, en aquellas mujeres obesas con plihidramnios, con nipterionias o incluso en posiciones fatales posteriores, no es frecuente que la auscultación con el estetoscopio resulte negativa. En estos casos existe una duda fundada de una posible muerte fetal, y es en estos casos donde posee su principal indicación el empleo del efecto Doppler para corroborar o negar dicha sospecha.

Existe una comparación entre el diagnóstico Doppler y el electrocardiograma fetal.

Se observó (Figura IV-3) que con el Doppler es posible, aunque en casos excepcionales, auscultar el latido cardíaco fetal antes de la 10ª semana; en la 14ª semana todos los casos pudieron oírse con claridad con el Doptone. Por el contrario, con el electrocardiograma como técnica de diagnóstico de la vida o muerte fetal, los resultados fueron menos fehacientes (sólo se alcanzó el 100 % de seguridad prácticamente en la semana 40 en cambio entre las semanas 25 y 35 solo el 50 % de los fetos estudiados dieron positividad con este segundo método) pues son raros los casos que se diagnosticaron antes de la 16ª semana.

A continuación se presenta una gráfica de curvas comparativas de la precocidad y seguridad diagnósticas de la gestación con Doppler y la electrografía fetal externa.

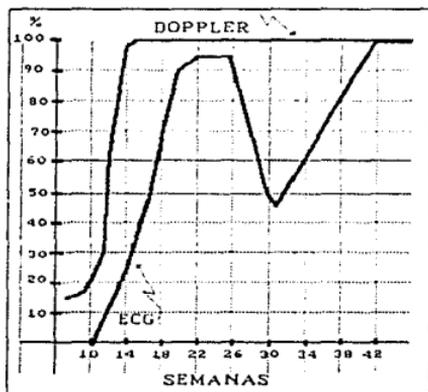


Figura IV.12

Cuando no se cuente con aparatos muy sofisticados para el diagnóstico fetal, como por ejemplo el tococardiógrafo, se hace uso de este dispositivo de fácil manejo ya que representa una gran ayuda en el control de la frecuencia cardiaca fetal intraparto.

IV.3 EFECTOS PERJUDICIALES

Al introducir cualquier nuevo método diagnóstico en medicina es necesario preguntarse sobre la lesividad o la total inocuidad de éste. Tal cuestión se vuelve más importante en tanto que uno de los principales campos de aplicación diagnóstica de los ultrasonidos es en la gestación inicial. Lesiones en estas épocas de embarazo (por ejemplo las producidas por los rayos Roentgen) conducen a huevos abortivos o defectos genéticos. Los ultrasonidos son ondas de naturaleza mecánica, hecho que los diferencia de los demás métodos de diagnóstico obstétrico.

Distinguimos entre ellos tres efectos principales y los posibles efectos perjudiciales que de éstos puedan derivarse. Estos efectos son:

a) Efecto mecánico

La aplicación de las ondas ultrasónicas crea a su paso desplazamientos moleculares, formando zonas de engrosamiento de éstas y zonas de reducción, apareciendo entre éstas grandes variaciones de presión. A este efecto cinético-molecular se debe la aparición del fenómeno llamado "cavitación".

Con esto se entiende que hay una aparición de espacios libres en líquidos que aparecen en la fase de mayor tensión por aglomeración de sus moléculas o por acumulación, Este fenómeno aparece cuando se emplean altas intensidades, bajas frecuencias y tiempo de exposición muy prolongados.

Empleando intensidades extremadamente altas este fenómeno de la cavitación puede producir rupturas celulares. Esto se ha observado en ratas y conejos de indias, fuertes reacciones en la piel, y problemas intestinales.

Debe diferenciarse este fenómeno del fenómeno de la pseudocavitación, la pseudocavitación consiste en la formación de pequeñas bolas de aire en el interior de líquidos y sirve de base para la aplicación de los ultrasonidos: la desgasificación de líquidos.

b) Efecto térmico

La energía que se transmite de partícula a partícula parcialmente en forma de calor. La menor o mayor transformación de esta energía en calor depende del coeficiente de absorción del medio. En la especie humana el efecto calórico se manifiesta en las superficies de contacto con la masa ósea. El efecto mecánico se emplea, por ejemplo, en Ortodoncia para la limpieza del sarro dental y en los laboratorios para realizar disoluciones homogéneas.

El efecto térmico se emplea en Traumatología y en reumatología para producir focos de calor local en profundidad como medio terapéutico.

c) El efecto químico

Los ultrasonidos pueden inducir o afectar reacciones químicas. Algunas de ellas se atribuyen al efecto de cavitación o de pseudocavitación.

Un efecto específico de los ultrasonidos es la formación de emulsiones, y éste es ampliamente usado en los laboratorios. A altas dosis puede llegar inclusive a destruir las proteínas celulares.

Cabe hacer notar que estos fenómenos no se presentan a intensidades empleadas en el diagnóstico.

IV.3.1 Efectos en la clínica obstétrica

En la primera época de los ultrasonidos, cuando se introdujeron como método terapéutico, en algunos hospitales se contraindicó su empleo por considerarlo perjudicial para las células sexuales.

Otros médicos experimentadores, irradianon haces ultrasónicos con intensidades que oscilaron entre 2.5 y 4.5 W/cm² en pacientes afectadas de lesiones neoplásticas u otras tumoraciones, y que debían ser sometidas a intervención quirúrgica, se observó sólo una hiperemia (congestión sanguínea) en los ovarios.

El campo de la terapéutica ultrasónica está hoy muy limitado, y es el campo diagnóstico donde la difusión y posibilidades parecen ilimitadas. Estudios retrospectivos en el campo obstétrico y numerosas experiencias en exploración, permiten afirmar que:

- La morbilidad y la mortalidad perinatal no aumenta por el empleo de este método de diagnóstico.
- No aumenta el índice de malformaciones.
- No aumenta la patología obstétrica.
- El número de abortos no es mayor.
- No es mayor los casos de precocidad

Por el contrario, el control ultrasónico puede disminuir los índices de mortalidad perinatal al diagnosticar estados patológicos fetales inútero, hasta hace tiempo imposibles de llevar a cabo.

Estudios hechos al respecto, se irradió con dosis terapéuticas de ultrasonidos a 150 mujeres entre la 8ª y 12ª semana de gestación y a las que se le iba a provocar un aborto terapéutico. En ninguno de los casos se apreció por el estudio histológico del embrión, lesión alguna que no fuera una ligera hiperemia (congestión sanguínea).

Dos de las mujeres tras ser sometidas a dichas dosis, rechazaron el aborto, dando a luz ambos fetos a término que no presentaron daño alguno.

Por lo tanto, después de una larga serie de experiencias por parte de diversos autores, aseguramos:

No hay clara evidencia hasta el presente de que el uso de los ultrasonidos, tanto en medicina como en la industria, sea inherentemente dañino. Más aún afirmamos que a las frecuencias e intensidades con que se emplean los ultrasonidos en el diagnóstico obstétrico éstos son absolutamente inofensivos.

Probablemente con intensidades y frecuencias muy superiores (nunca empleadas en el diagnóstico), puedan producirse efectos lesivos.

V REGISTRO DE FRECUENCIA CARDIACA FETAL

V.1 DIAGRAMA A BLOQUES DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES

V.2 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL

V.3 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

V REGISTRO DE FRECUENCIA CARDIACA FETAL

El registro de frecuencia cardiaca fetal es un proceso complicado tomando en cuenta el tamaño, la distancia y el medio en que se localiza la fuente sonora (corazón fetal).

Tomando en cuenta estas limitaciones, es muy difícil registrar con precisión los latidos fetales recurriendo a métodos convencionales de captación de señales de audio, por ejemplo micrófonos y amplificadores estetoscópicos mono y binauriculares, etc. ya que con estos se pierde la continuidad del sonido real, limitando las posibilidades de escuchar una variación anormal del corazón fetal, en cualquier tiempo que nos indique el estado del embrión en ese momento. La necesidad de contar con un medio preciso de registro de estas variaciones nos conduce al empleo de técnicas más sofisticadas de medición como son las vibraciones sónicas de los ultrasonidos, combinados con métodos de registro y procesamiento digital.

El trabajo desarrollado en esta tesis reúne las dos partes fundamentales antes mencionadas y para un mejor entendimiento del funcionamiento de este diseño, lo hemos dividido en tres partes fundamentales: 1) Detector ultrasónico, 2) Convertidor analógico-digital, 3) Etapa de procesamiento digital.

V.1 DIAGRAMA A BLOQUES DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES

En esta parte describimos los bloques de la sección de detección de latidos cardíacos fetales. Para poder entender mejor en que consiste esta etapa, recordemos lo que se mencionó en el capítulo IV. El efecto doppler es el cambio en la frecuencia del sonido, ondas de radio o luz que ocurre cuando un transmisor y un receptor están en movimiento relativo uno del otro.

El diagrama de bloques de la figura (V.1), cuenta con seis partes esenciales. El bloque 1 (elemento transductor) es una de las partes críticas de este diseño debido a que es la que tiene "contacto inmediato" con la señal que se quiere procesar. Contiene dos partes importantes: a) cristal receptor y b) cristal transmisor. Cuando un transductor, (en nuestro caso cristal transmisor) envía un haz ultrasónico dentro del cuerpo, una porción de energía es reflejada hacia el cristal receptor por las diferentes estructuras internas del cuerpo. Si estas estructuras están en movimiento, la frecuencia del haz ultrasónico reflejado es cambiada en proporción a la velocidad del movimiento. Esta tecnología se creó aproximadamente 30 años atrás y se ha ido desarrollando hasta convertirse en la actualidad en una herramienta de diagnóstico no-invasivo es decir sin contacto directo con el objeto en estudio, muy segura y útil en el estudio de los movimientos internos del cuerpo.

Diversos estudios han demostrado que un haz ultrasónico de baja potencia y alta frecuencia que se aplica dentro del cuerpo no es peligroso. esta técnica se usa en todo el mundo para escuchar el sonido del latido cardíaco de un feto en el vientre materno.

El bloque 2 produce una frecuencia de 2.25 MHz que conectado directamente al cristal transmisor (bloque 1b) provoca que este se expanda y contraiga a esa frecuencia, generando presión u ondas sonoras que son transmitidas dentro del cuerpo. Cuando la onda sonora, que es muy direccional, pasa de un medio a otro dentro del cuerpo, una porción es reflejada al cristal receptor (bloque 1a), el cual genera un voltaje. Si la superficie reflejante es estacionaria, es decir, no tiene movimiento, el voltaje generado por el cristal receptor tiene la misma frecuencia que la onda transmitida.

Si la superficie reflejante tiene un movimiento que se aleja con respecto al transductor, la frecuencia reflejada es menor que la de la onda transmitida (efecto doppler). De la misma manera, si la superficie reflejante está moviéndose con dirección al transductor, la frecuencia reflejada es más alta. Por lo tanto, la señal recibida en el cristal receptor, contiene una pequeña porción de la señal transmitida mezclada con las frecuencias debidas a los movimientos internos del cuerpo (efecto Doppler), ocasionando que esta este modulada en frecuencia.

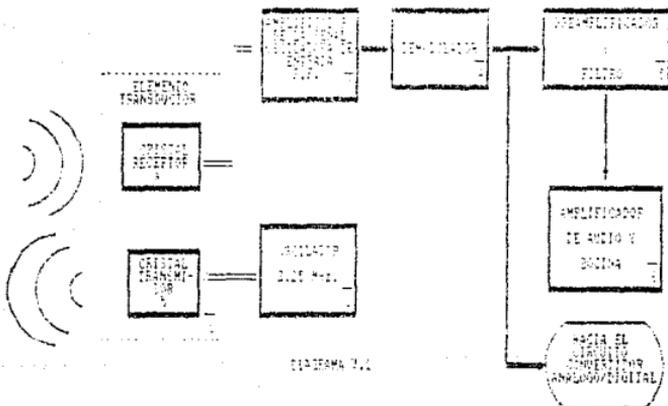
El bloque 3 conectado también directamente al bloque 1a recibe la señal captada por el cristal receptor y la amplifica mediante un circuito RF (Radio Frecuencia), para que sea manejada sin tener pérdidas de información debido a su bajo nivel. El manejo de la señal de radio frecuencia amplificada lo efectúa el bloque 4 es un demodulador cuyo circuito elimina la componente de señal de 2.25 MHz. y únicamente deja pasar la señal que contiene los sonidos equivalentes al ruido del latido cardíaco.

Una vez que tenemos la señal audible del bloque 4, se eliminan los sonidos que no interesan como son los de alta frecuencia (ruido), y a rescatar los de una cierta banda de frecuencia (latidos cardíacos). Esta función se efectúa en el bloque 5 mediante un filtro activo paso-banda y preamplificador que proporciona cierta ganancia para el manejo de etapas posteriores.

Por último el bloque de amplificación (Bloque 6), como su nombre lo indica, eleva la pequeña señal de audio de baja frecuencia obtenida del bloque anterior a un nivel de audio mayor (1 watt) para que está pueda ser escuchada en una bocina. En el bloque 6 tenemos una salida auxiliar de audio, y a la entrada tenemos un selector de filtro el cual nos elimina de una manera pasiva (capacitor) algunos ruidos no deseados como el del flujo sanguíneo y el del corazón materno.

Es recomendable que este control sea usado únicamente en el caso de que los sonidos del corazón fetal sean muy débiles y haya necesidad de incrementar al máximo el nivel de volumen para que pueda ser escuchado en la bocina. Como se aprecia en el diagrama V.1 se toma la señal del bloque 5 una vez filtrada y amplificada para que pueda ser procesada por el circuito convertidor analógico-digital diagrama V.2

DIAGRAMA A BLOQUES DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES



V.2 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL

Como su nombre lo indica, el convertidor analógico-digital transforma la señal analógica procedente del detector de latidos fetales (señal continua en el tiempo) en una señal digital (señal discreta en el tiempo y en amplitud).

La importancia de esta sección radica en el hecho de que la señal obtenida en el detector ultrasónico tiene que ser cuantificada y procesada de acuerdo a ciertas necesidades y parámetros médicos mencionados en el capítulo III.

Esta sección cuenta de 3 bloques de procesamiento de señal. El primer bloque (bloque 7) amplificador de audio, está constituido por 2 amplificadores operacionales conectados en cascada que toman la señal procedente del demodulador (bloque 4) del diagrama V.1 y la amplifica para que pueda ser manejada en las etapas posteriores. El siguiente bloque es un circuito comparador que en su etapa inicial tiene un transistor que proporciona una señal de salida inversa a la señal de entrada que procede del bloque 7 y además le da un cierto retardo al pulso con el fin de asegurar a la salida solo se tenga un nivel de voltaje por cada ciclo cardíaco, debido a que se corre el riesgo de registrar la expansión y contracción del

Posteriormente se tiene un circuito comparador inversor que obtiene la señal del transistor y la compara con un voltaje de referencia logrando con esto limitar el paso de señales no deseadas hacia las etapas posteriores.

A la salida del comparador se tiene el bloque de filtrado de señal (bloque 9) que por medio de 2 multivibradores monoestables se da a la señal un ancho de pulso fijo y una forma de onda cuadrada para que pueda ser manejada adecuadamente por la sección de procesamiento digital.

DIAGRAMA A BLOQUES DEL CONVERTIDOR ANALOGICO DIGITAL

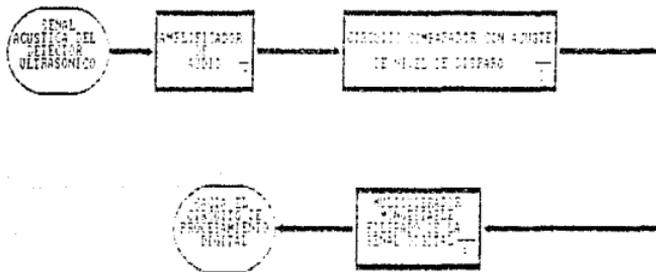


DIAGRAMA 9.2

V.3 DIAGRAMA A BLOQUES DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

El diagrama a bloques del circuito de procesamiento digital (diagrama V.3) está interconectado con el diagrama a bloques del convertidor analógico-digital, (diagrama V.2), el cual nos entrega un pulso digital. A la entrada se tiene un control de entrada (bloque 10) que controla los pulsos registrados en una secuencia, habilitado por medio del interruptor de restablecimiento, y automáticamente al terminar la secuencia de un minuto controla que los pulsos del diagrama V.3 no sean detectados por los bloques subsecuentes.

Iniciando una secuencia por medio del interruptor de restablecimiento (bloque 14), se tiene un pulso digital el cual es registrado por una serie de 4 contadores.

Los dos contadores (Bloque 11) nos determinan directamente el valor de los pulsos cardíacos por minuto, adaptados por el convertidor binario a decimal (Bloque 12) y desplegado por la pantalla del bloque 13.

Los otros dos contadores (Bloque 15) cada 15 segundos son reiniciados controlados por el bloque 18, estos contadores están conectados a una memoria temporal (Bloque 16), que almacena por un tiempo la lectura detectada por estos contadores cada 15 segundos.

La señal es convertida de binaria a decimal (Bloque 19), y desplegado momentáneamente por la pantalla del bloque 21, produciendo un sonido de aviso de la lectura.

La memoria temporal (Bloque 16) a su vez está interconectada con una memoria (Bloque 20), para almacenar permanentemente las cuatro lecturas por minuto. Para visualizar las lecturas, solo basta oprimir manualmente los interruptores del Bloque 22.

Se tiene una base de tiempo de 11 segundos (Bloque 17) que conectado a un control de secuencia de cuatro pasos (Bloque 18) el cual cada paso le da una dirección de almacenamiento de la memoria (bloque 20) y el último paso está conectado al control de entrada del bloque 10 deteniendo toda la secuencia cada minuto.

DIAGRAMA A BLOQUES DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

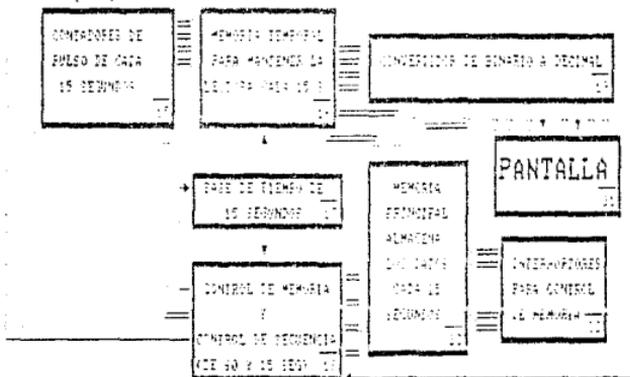
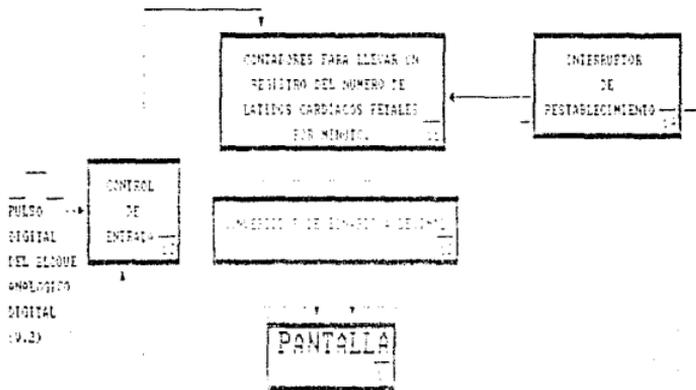


DIAGRAMA U.3

VI DESARROLLO DE BLOQUES Y CONSIDERACIONES DE DISEÑO

VI.1 DESARROLLO DEL DETECTOR

ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES

VI.2 DESARROLLO DEL CONVERTIDOR

ANALOGICO-DIGITAL

VI.3 DESARROLLO DEL CIRCUITO DE

PROCESAMIENTO DIGITAL

VI DESARROLLO DE BLOQUES Y

CONSIDERACIONES DE DISEÑO

VI.1 DESARROLLO DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES

Bloque 1 a,b

El bloque 1 a,b (ver Diagrama V.1) está constituido por dos transductores piezocerámicos también conocidos como cristales fabricados con un núcleo sintético de circonato titanato con electrodos de plata en ambos lados y conductores soldados en cada extremo. Estos transductores actúan como convertidores de energía mecánica a eléctrica y viceversa. La figura VI.1 muestra la forma de los cristales, conexión y dimensiones. Como se puede apreciar, el transductor está dividido en 2 partes: cristal receptor y cristal emisor.

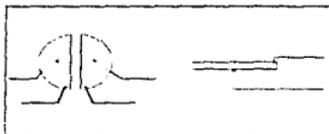
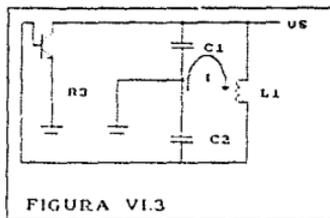
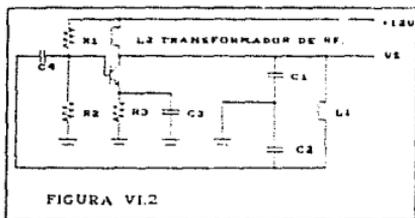


Figura VI.1

La selección del transductor cerámico se realizó de acuerdo a las especificaciones del fabricante y a las aplicaciones recomendadas para cada tipo de transductor.

Bloque 2

Para el diseño de este bloque se utilizó la configuración del oscilador Colpitts que es un oscilador senoidal de alta frecuencia (2.25 Mhz) del tipo LC (Figura VI.2).



En la figura se observa que el voltaje de salida es igual al voltaje de ca en C1. Por otra parte el voltaje de retroalimentación V_f es el voltaje de ca en C2. Este voltaje de retroalimentación se aplica a la base y mantiene las oscilaciones generadas en el circuito tanque, siempre y cuando se tenga suficiente ganancia de voltaje en la frecuencia de oscilación del circuito.

Diseño del oscilador:

Para calcular el valor de C recurrimos a la ecuación de la frecuencia de resonancia del circuito tanque LC:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

despejando:

$$4C = \frac{1}{(2\pi f)^2} \cdot \frac{1}{L1}$$

donde:

$$L1=14 \text{ [uH]}$$

$$f=2.25 \text{ [MHz]}$$

y obtenemos:

$$C= 0. 358 \text{ [nF]}$$

En la cual " C " es una capacitancia equivalente para la corriente circulante que atraviesa, por lo que su ecuación es:

$$C= \frac{C1 \cdot C2}{C1 + C2}$$

si fijamos el valor de $C1= 1 \text{ [nF]}$ obtenemos:

$$C2= 560 \text{ [pF]}$$

Bloque 3

Este bloque se compone de un amplificador sintonizado clase A el cual utiliza un circuito resonante paralelo LC. Una señal de FM es una onda de frecuencia variable, se utiliza este principio para convertir una señal de FM en una señal de AM. Para ello se utiliza un circuito resonante de elevado Q (factor de calidad) sintonizado a una frecuencia distinta de 2.25 MHz (FC). Este circuito respondera con distintas tensiones para las distintas frecuencias de la señal de FM (Figura VI.4). Cuando la señal de FM aumenta en frecuencia respecto a FC , la amplitud de salida se incrementa mientras que las desviaciones de frecuencia por debajo de FC causan una salida menor en amplitud.

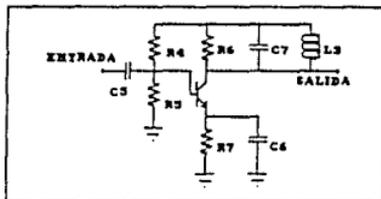


Figura VI.4

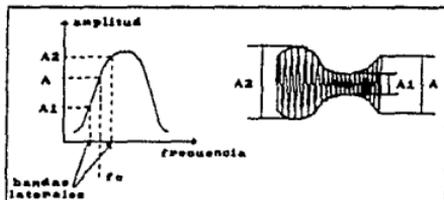


Figura VI.5

Bloque 4

A la entrada de este bloque, se tiene una señal AM en donde la envolvente contiene la información del corazón fetal. Cualquier circuito en la que la salida siga a la envolvente de la onda de entrada se le denomina como detector (demodulador) de envolvente. El circuito implementado en este bloque es un circuito detector de carga rápida y descarga lenta (Figura VI.6).

En el diseño de este circuito comunmete se utiliza un diodo detector, para este diseño se utilizo un FET que hace las funciones de este diodo, en donde se aprovecha la característica de este transistor de la alta impedancia de entrada logrando así la máxima transferencia de energía. El transistor se conecta en serie con un capacitor, y la constante de descarga es controlada por medio de un resistor y un capacitor conectados en paralelo.

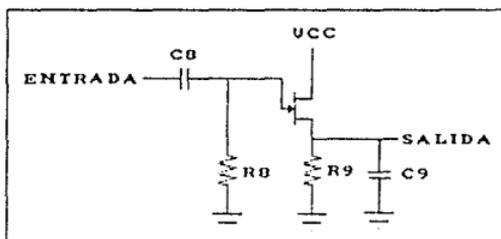


Figura VI.6

El detector de envolvente opera de la siguiente forma. En el ciclo positivo de la señal de entrada el capacitor C9 se carga al voltaje pico de esta señal, cuando la señal de entrada proveniente del bloque anterior es menor que el voltaje pico, el transistor se va a la región de corte debido a que el voltaje del capacitor es mayor que el voltaje de la señal de entrada. El capacitor se descarga lentamente a través de la resistencia R9. En el pico del siguiente ciclo positivo, la señal de entrada es más grande que el voltaje del capacitor y el transistor conduce. El capacitor C9 se carga al valor pico de este nuevo ciclo y se descarga lentamente durante el período de corte con un cambio muy pequeño en su voltaje de carga.

Bloque 5

El bloque 5 está constituido por un filtro paso-banda. Los filtros paso-banda pueden clasificarse en dos categorías: banda ancha ($Q < 10$) y banda angosta ($Q > 10$).

En nuestro diseño se tiene un filtro de banda ancha el cual se logra con la combinación de un filtro paso-bajo (etapa a) y otro paso-alta (etapa b) conectados en serie (Figura VI.7). Este enfoque es práctico cuando la relación de las frecuencias de corte de la banda paso-alta entre la banda paso-bajo tiene una relación de 2:1. El diseño de los filtros es independiente.

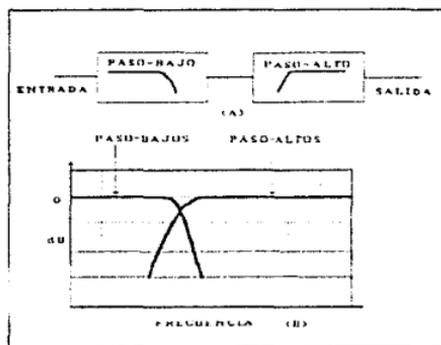


Figura VI.7

Etapa a

Para el diseño del filtro paso-bajo, se utilizó el criterio Butterworth. Este filtro también se denomina filtro máximo plano o plano-plano. En la figura VI.8 se muestra la respuesta de frecuencia ideal (línea continua) y la práctica (líneas punteadas) para tres tipos de filtro Butterworth. Mientras más pronunciadas sean las atenuaciones, nos aproximaremos con mayor rapidez al filtro ideal. El circuito satisface los criterios Butterworth en donde la respuesta de frecuencia en ω_c es de 0.707 (criterio de los 3 decibeles).

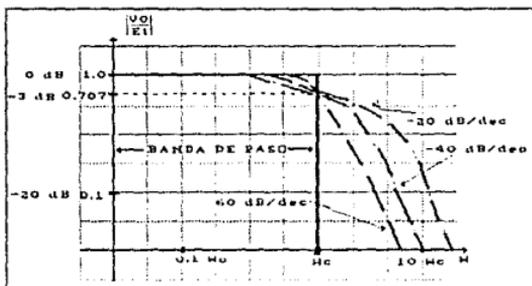


Figura VI.6

Los filtros Butterworth no se diseñan para mantener un ángulo de fase constante a la frecuencia de corte. Un filtro básico de paso-bajo de -20 [dB/década] tiene un ángulo de fase de -45° a ω_c . Por otra parte un filtro de -40 dB/década tiene un ángulo de fase de -90° a ω_c y un filtro de -60 [dB/década] tiene un ángulo de fase de -135° a ω_c . Por tanto, para cada incremento de -20 dB/década, el ángulo de fase se incrementara por -45° .

Para lograr un filtro paso-bajo con una atenuación de -40 [dB/década] se pueden utilizar 2 circuitos similares de -20 [dB/década] cada uno. Este diseño resulta mas complicado debido a que se requiere para su implementación de dos amplificadores operacionales. El circuito de la figura VI.9 es uno de los filtros paso-bajo más comunes que produce una atenuación de -40 [dB/década] y utiliza un solo operacional resultando el circuito más práctico.

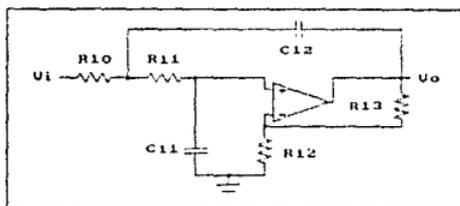


Figura VI.9

El amplificador operacional se diseñó para que tenga una ganancia de voltaje de lazo cerrado A_V que se calcula de la siguiente forma:

$$A_V = 1 + \frac{R_{13}}{R_{12}}$$

$$A_V = 1 + \frac{100K\Omega}{20K\Omega}$$

$$A_V = 5.54$$

En la figura VI.7 se observa que el valor de la ganancia de lazo cerrado a la frecuencia de corte ω_c decrece en 0.707 se valor de baja frecuencia por lo tanto para un filtro activo seguidor de voltaje (ganancia unitaria) la frecuencia de corte es igual a:

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$$

La ecuación anterior puede reordenarse para el cálculo de la capacitancia C :

$$C = \frac{1}{\omega_c R} = \frac{1}{2\pi f_c R}$$

Debido a que el circuito no es un seguidor de voltaje (amplificador de ganancia unitaria) el valor de C11 se calcula: tomando en cuenta que la ganancia de voltaje en lazo cerrado es de Av=5:

$$C11 = \frac{0.707 (Av)}{WCR}$$

El filtro paso-bajos de la figura VI.6 se diseño para una frecuencia de corte de 5 kHz, para simplificar el calculo de los componentes se consideran R10=R11=R. Un valor adecuado para R esta en el rango de 10 a 100 kΩ, para nuestro diseño empleamos R=10kΩ, el calculo de Wc se obtiene sustituyendo la frecuencia de corte en la ecuación:

$$Wc = \omega_{fc} = 31.41 \text{ Mrad seg.}$$

Por lo que el calculo de la capacitancia C11 es:

$$C11 = \frac{3.535}{(31.41 \times 10^3)^2 (10 \times 10^3)} = 11.25 \text{ [nF]}$$

del cual se eligió un valor comercial de 0.01 [uF].

Otra consideracion del procedimiento de diseño es calcular a C12 como el doble del valor del capacitor C11 esto es:

$$C12 = 2 \times C11 = 22.5 \text{ [nF]}$$

para este capacitor se eligió un valor comercial de 0.022 [uF]

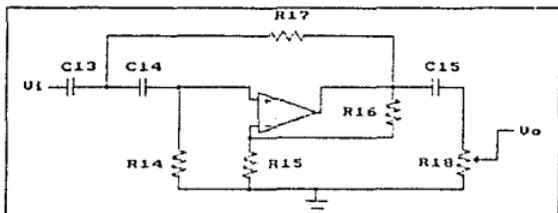


Figura VI.11

La ganancia de voltaje de lazo cerrado para el filtro es:

$$A_v = 1 - \frac{R_{16}}{R_{15}}$$

$$A_v = 1 - \frac{100\text{k}\Omega}{10\text{k}\Omega}$$

$$A_v = 11$$

El cálculo de la resistencia R14 se obtiene de la ecuación siguiente:

$$R_{14} = \frac{1.414(A_v)}{\omega_c C}$$

donde $\omega_c = 2\pi f_c = 6.28$ [krad/seg]

$$R_{14} = \frac{15.554}{6.28 \times 10^3 (0.047\mu)} = 52.696\text{k}\Omega$$

Para esta resistencia el valor comercial cercano es de 52 k Ω .

Para el cálculo de la resistencia R17 se considera

$$R_{17} = 1/2 R_{14}$$

por lo que el valor de R17 es 26.348 k Ω , y el valor comercial seleccionado es de 27 k Ω .

Bloque 6

El bloque amplificador de audio y bocina, está constituido por un circuito amplificador de potencia integrado (LM-2002) de ocho watts de potencia de salida tiene una capacidad de drenaje de corriente de 3.5 [amperes] y es capaz de manejar cargas de baja impedancia con baja distorsión, tiene una ganancia que se programa externamente mediante un arreglo capacitivo resistivo. El diseño de este bloque cuenta con a) Una salida auxiliar para la conexión de procesadores de señal (como son amplificadores externos o audifonos) b) Un capacitor que hace la función de un filtro paso-banda (C16 filtro pasivo) a la entrada de la señal que se opera manualmente mediante un interruptor el cual sirve para eliminar señales indeseables ruidos inherentes al circuito y a la señal captada). Dependiendo de la intensidad de la señal captada se determinara la utilización de este filtro, es decir, si la señal es muy débil, se debe desconectar este filtro para incrementar al máximo el control de volumen.

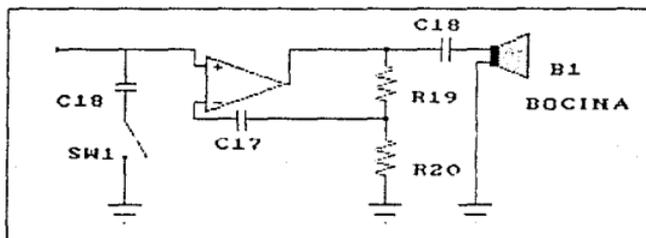


Figura VI.12

VI.2 DESARROLLO DEL CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL

BLOQUE 7

El primer bloque del convertidor analógico-digital consta de dos amplificadores operacionales conectados en cascada. El circuito integrado con el que se implemento este bloque pertenece a la familia de amplificadores que combinan una etapa de entrada del tipo JFET con tecnología bipolar, una impedancia de entrada extremadamente alta y un gran ancho de banda. El circuito de la figura VI.13 está integrado por dos amplificadores operacionales conectados en cascada, los cuales están integrados en un solo encapsulado (TL-082). Cada uno de ellos están diseñados para que operen como amplificadores inversores de ganancia constante con el fin de obtener a la salida de este bloque la misma señal de entrada pero amplificada con un cierto factor de ganancia y además con la misma fase que la señal original. El amplificador implementado es capaz de amplificar señales de ca y de cc, se observa que el arreglo de amplificadores está aislado tanto en su entrada como en su salida por medio de capacitores que eliminan los voltajes de cc y solo permiten el paso de las señales de ca.

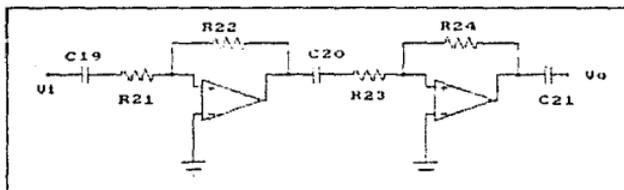


Figura VI.13

Para el primer amplificador U3A el voltaje diferencial entre las terminales 2 y 3 es idealmente cero colocando a la terminal inversora a potencial de tierra por efecto de la realimentación positiva a través de R22. Las corrientes a través de los resistores están dada por:

$$I_1 = \frac{V_i}{R_{21}} \quad \text{y} \quad I_2 = -\frac{V_o}{R_{22}}$$

Por la suposición de amplificador ideal, la impedancia de entrada es infinita y no hay flujo de corriente hacia la entrada inversora por lo que $I_1=I_2$. Si se igualan las corrientes y se despeja la ganancia total del lazo cerrado se obtiene:

$$A_{V_A} = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_{22}}{R_{21}} = -\frac{10K\Omega}{1K\Omega} = -10$$

El calculo de la ganancia de lazo cerrado para el amplificador operacional U3B es similar al calculo anterior por lo tanto, la ganancia A_v es:

$$A_{V_B} = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_{24}}{R_{23}} = -\frac{1.5M\Omega}{10K\Omega} = -150$$

La ganancia total del amplificador conectada en cascada es igual al producto de las dos ganancias por lo que la ganancia total es:

$$A_{total} = A_{V_A} \times A_{V_B} = -10 \times -150 = 1500$$

La utilización del capacitor de acoplamiento en la entrada y en la salida del circuito permite aislar en CD al amplificador con respecto a la fuente y a la carga. Si la fuente y la carga tienen voltaje de CD con respecto a tierra.

El capacitor de acoplamiento evita que este voltaje interfiera con el funcionamiento del amplificador. De la ecuación básica para el cálculo de las frecuencias típicas:

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

Despejando C y se obtiene el valor de los capacitores tanto de entrada como de salida.

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

En la hoja de especificaciones se encuentra la frecuencia de ganancia unitaria de lazo cerrado GBW y la ganancia de voltaje en la banda media A_{media} , y es:

$$GBW = 4 \text{ MHz} \quad , \quad A_{media} = 35000$$

La frecuencia crítica se calcula como:

$$f_c = \frac{GBW}{A_{media}} = \frac{4 \times 10^6 \text{ Hz}}{35 \times 10^3} = 114.28 \text{ Hz}$$

El cálculo del capacitor de acoplamiento de entrada de U3A se calcula conociendo la resistencia de entrada y sustituyendo en la fórmula para el cálculo de los capacitores. La resistencia de entrada es $R = R_i = R_{21} = 1 \text{ k}\Omega$. Para el cálculo del capacitor de acoplamiento de salida C_{20} se tiene una resistencia de salida $R_{23} = 10 \text{ k}\Omega$ y para el cálculo del capacitor de acople C_{21} se tiene una resistencia de salida $R_{25} = 4.7 \text{ k}\Omega$. Con los valores de las resistencias y el valor de la frecuencia crítica se obtiene el valor de cada uno de los capacitores, concluyendo así el diseño de este bloque.

$$C19 = \frac{1}{2\pi R21f_c} = \frac{1}{(2\pi \times 1 \times 10^3)(160)} = 0.947 \text{ } (\mu\text{F}) \approx 1 \text{ } (\mu\text{F})$$

$$C20 = \frac{1}{2\pi R23f_c} = \frac{1}{(2\pi \times 10 \times 10^3)(160)} = 0.099 \text{ } (\mu\text{F}) \approx 0.1 \text{ } (\mu\text{F})$$

$$C21 = \frac{1}{2\pi R25f_c} = \frac{1}{(2\pi \times 4.7 \times 10^3)(160)} = 0.2116 \text{ } (\mu\text{F}) \approx 0.22 \text{ } (\mu\text{F})$$

Bloque 8

Es la parte del circuito en donde comienza la conversión de señal analógica a señal digital, esta integrado por dos secciones, la primera es un transistor TBJ NPN de propósito general (2N2222) el cual tiene contacto inmediato con el voltaje de control del bloque anterior. La segunda sección es un amplificador operacional (LM741) conectado como comparador no inversor, su salida es más menos el voltaje de saturación (V_{sat}) dependiendo de la señal de entrada. Si se analiza las dos secciones en conjunto se observa que se trata de un multivibrador monoestable redispensible.

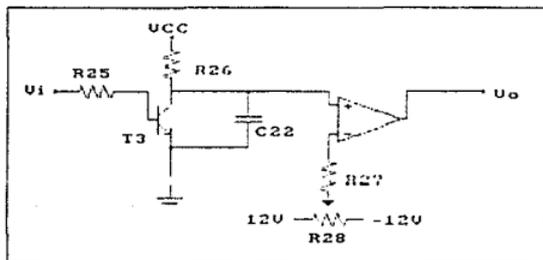


Figura VI.14

Si se compara este circuito con un circuito temporizador integrado se tiene que T4 está actuando como la terminal de descarga del capacitor temporizador y el amplificador operacional U4 es el comparador que recibe el voltaje de umbral del colector de T4 y tiene salida alta o baja dependiendo del voltaje de referencia que se tenga en su terminal de entrada inversora. La idea principal de este circuito es proporcionar un tiempo de retardo dado por la carga del capacitor C22 de una constante de tiempo igual a RC que ayuda a mantener durante un ciclo cardiaco el voltaje más alto detectado a la entrada, es decir regula el tiempo de alta del circuito monoestable.

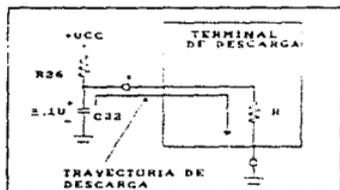


Figura VI.15

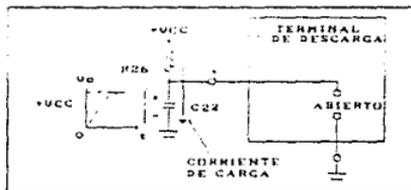


Figura VI.16

El transistor T4 controla la carga y descarga de C22, Siempre que la base de T4 este activada el transistor se satura y provoca que el capacitor se ponga en corto-circuito y se descargue. Cuando la base de T4 este deshabilitada el transistor actúa como un circuito abierto y permite que se cargue al voltaje de alimentación por medio de la resistencia R26. En la figura VI.x se muestra la operación de esta sección del circuito.

El comparador no inversor compara la señal que recibe del transistor T4 con un voltaje de referencia. Cuando el voltaje de entrada es mayor que el de referencia, el voltaje de salida es igual a $+V_{sat}$ y por contrario cuando el voltaje de entrada es menor que el voltaje de referencia, el voltaje de salida es $-V_{sat}$. Otra de las ventajas de este circuito es que se puede variar el voltaje de referencia logrando con esto un control de sensibilidad que nos elimina voltajes que se encuentren por debajo del nivel de referencia tales como el sonido de la contracción del corazón fetal, evitando con esto una cuenta errónea de los latidos cardiacos fetales en el circuito cuantificador digital.

Bloque 9

Este bloque es un circuito temporizador integrado (LM555) (Figura VI.17) configurado como multivibrador monoestable (one shot) que hace la función de filtro digital. Este circuito toma la señal del comparador en su transición de $+V_{sat}$ a $-V_{sat}$ del bloque anterior que aún tiene pequeñas filtraciones de señales no deseadas (contracción del corazón fetal) y la usa como señal de disparo en su terminal 2, posteriormente le agrega otro pequeño retardo de (1.1)(R29)(C23) en su tiempo de alta para que finalmente se obtenga una señal totalmente cuadrada para cada ciclo cardiaco y adecuada para su procesamiento digital.

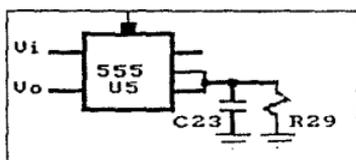


Figura VI.17

VI.3 DESARROLLO DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL

Bloque 10

El control de entrada es un interruptor digital, (Figura VI.18) que por medio de una compuerta NAND, controla el paso de la señal digital (latido cardiaco), en una de sus entradas tiene la señal procesada por el convertidor " analógico-digital " (bloque 9) y en la otra la señal de terminación de la secuencia (bloque 18). La salida está conectado directamente a los contadores (bloque 11 y bloque 15).

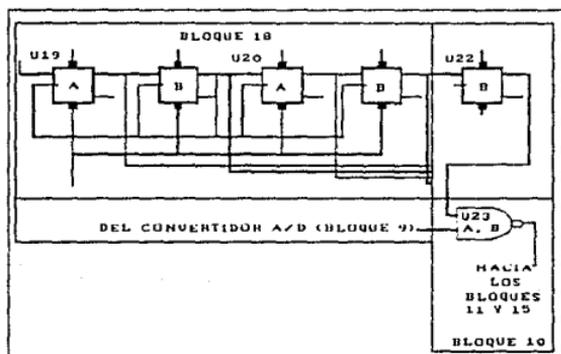


Figura VI.18

Bloque 11 y 15

En estos bloques se utilizaron contadores BCD sincrónos que detectan de manera precisa el pulso de la etapa analógico-digital. Estos contadores tienen una terminal para la detección de pulso, otra para el restablecimiento de la cuenta, cuatro terminales de salida, y una más para conexión en cascada. Cada bloque tiene dos contadores que son el dígito más significativo y menos significativo.

Bloque 11

El arreglo de contadores contenidos en este bloque son detenidos en su cuenta cada minuto por el control de entrada (bloque 10). Este arreglo cuenta los latidos totales de una secuencia de un minuto en código binario.

Bloque 12

Este bloque es un convertidor de binario a decimal que interpreta la señal del contador y la convierte en un código de 7 segmentos. El convertidor tiene una salida de ánodo común.

Bloque 13

El bloque 13 es una pantalla de 2 y 1/2 dígitos que tiene un intervalo de 0 al 199. Está constituido por 2 números de 7 segmentos y uno de 2 segmentos.

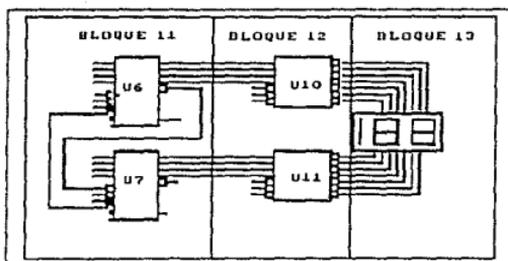


Figura VI.19

Bloque 14

El bloque 14 es un interruptor de un polo un tiro normalmente abierto, tiene la función de permitir restablecer la secuencia normal de operación del circuito, es decir, limpia los registros de los contadores (bloques 11 y 15), habilita el control de memoria (bloque 18) y habilita el reloj (bloque 17).

Bloque 15

En el bloque 15 se tienen 2 contadores que registran los latidos cardíacos de cada ciclo de 15 segundos y son reiniciados en su cuenta por el bloque 18. El valor de su cuenta es en código binario.

Bloque 16

El bloque 16, conectado directamente al bloque 15, es una memoria temporal (flip flop tipo "D" de 3 bits) que está encargada de mantener la lectura de los contadores de cada ciclo de 15 segundos para ser desplegada momentáneamente en la pantalla del bloque 21, y a su vez envía la lectura para que la almacene la memoria principal del bloque 20.

Para que los datos sean desplegados, este circuito tiene una terminal de control que es habilitada por el bloque 17.

Bloque 19

En este bloque se tiene un convertidor de binario a decimal que al igual que el bloque 12 interpreta la señal y la convierte a código de 7 segmentos.

Bloque 21

La pantalla contenida en este bloque contiene 2 dígitos de 7 segmentos de leds cada uno, donde se muestran los valores de los latidos de cada ciclo de 15 segundos. El intervalo de esta pantalla es de 0 al 99.

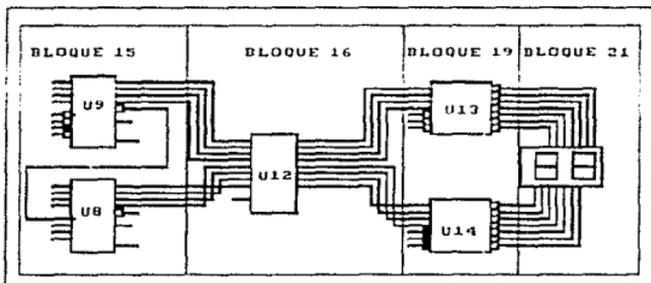


Figura VI.20

Bloque 17

Dentro de este bloque se tiene una base de tiempo de 15 segundos implementada con un multivibrador astable del tipo 555. Por medio de una malla RC el multivibrador tiene un período de oscilación de 15 segundos (66.66 milihertz).

Para el cálculo de la frecuencia, se utilizo la siguiente ecuación:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R38 \cdot 2R37) C25}$$

Al inicio de cada secuencia, el temporizador es restablecido por el interruptor del bloque 14. El capacitor se encuentra totalmente descargado, y para que cada uno de los cuatro ciclos tengan la misma duración, es necesario que el capacitor nunca tenga un valor cero después del restablecimiento por lo que se diseño un arreglo de resistencias y un diodo (D1) que mantienen un voltaje fijo del capacitor 25 igual a 1/3 de VCC, para todos los ciclos de cada secuencia.

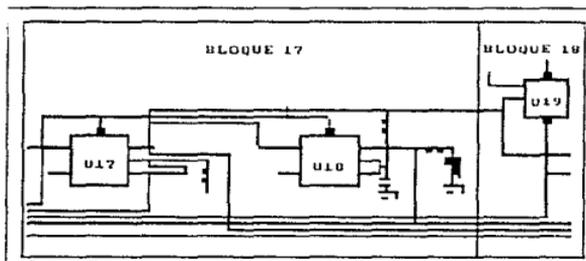


Figura VI.21

Cada pulso de este multivibrador, cambia el valor del registro de corrimiento del bloque 18, a su vez este pulso controla un multivibrador monoestable del tipo 555 que al recibir el pulso del multivibrador astable, produce un pulso determinado por:

$$T = 0.7(Ra + Rb)C.$$

Una compuerta NAND recibe las señales del multivibrador astable y la salida del multivibrador monoestable, para que a su salida se tenga un pulso instantáneo (figura VI.21) que reinicia el valor de la cuenta de los contadores del bloque 15, y a su vez habilita la memoria temporal del bloque 16.



Figura VI.22

Bloque 18

Este bloque es un registro de corrimiento de 4 bits diseñado a base de flip flops tipo D que direccionan las localidades de almacenamiento de la memoria principal bloque 20. El último corrimiento controla el fin de la secuencia enviando un pulso a un flip flop tipo D (U22b) que queda en un estado alto (fin de la secuencia) hasta el restablecimiento del interruptor del bloque 14. La salida del flip flop D (U22b) está conectado directamente al control de entrada del bloque 10.

Bloque 20

Este bloque está constituido por dos memorias del tipo RAM (memoria de acceso aleatorio), con una capacidad de almacenamiento de 1024 X 4 bits.

Este circuito es bidireccional controlado por una terminal de lectura escritura (chip select) que al tener un pulso bajo esta en modo de escritura y al tener un pulso alto esta en modo de lectura. Las direcciones son controladas por los registros de corrimiento del bloque 18. Al termino de un secuencia (60 segundos) por medio del último corrimiento las memorias cambian automáticamente al modo de lectura.

Bloque 22

Este bloque se compone de un banco de cuatro interruptores de un polo dos tiros. Cada interruptor tiene programado el direccionamiento de las localidades de memoria logrando con esto visualizar las lecturas almacenadas en la memoria principal.

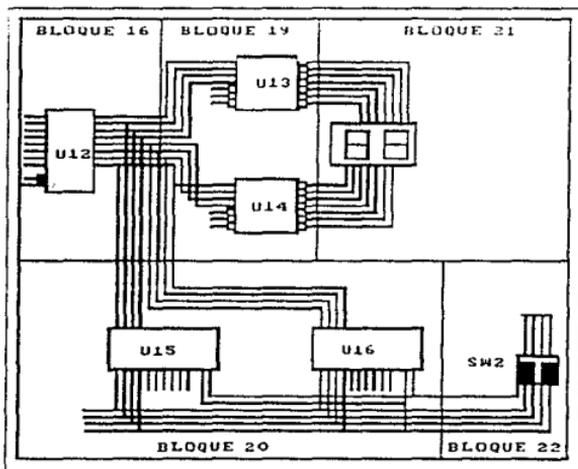
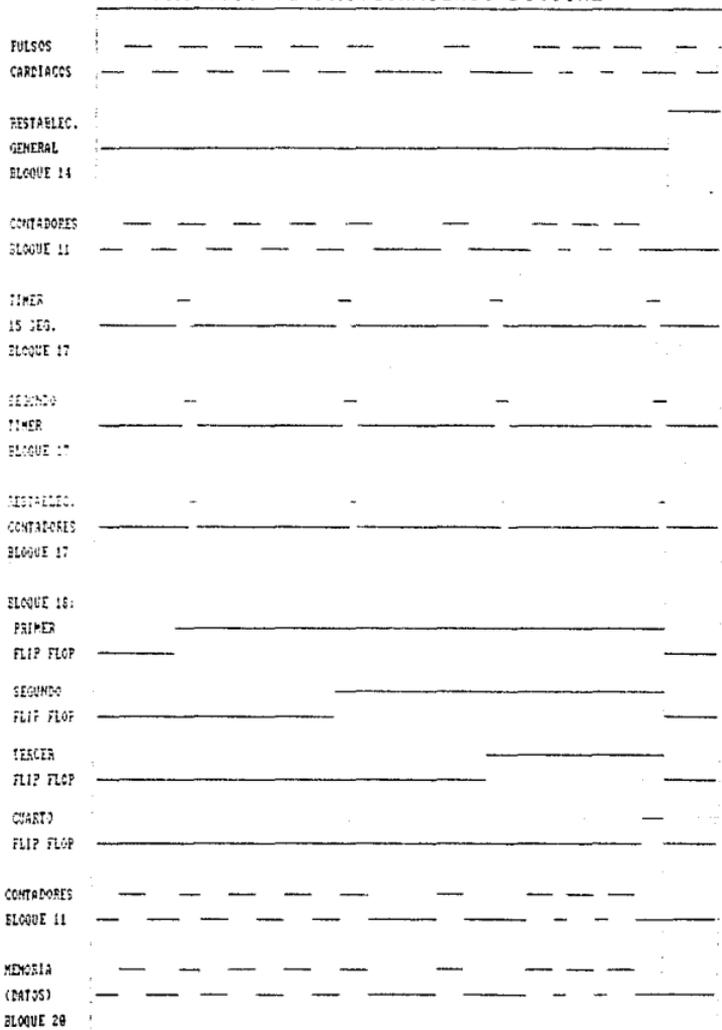


Figura VI.23

PRINCIPIO DE SINCRONIZACION CIRCUITO DE PROCESAMIENTO DIGITAL



VII DISEÑO DEL PROTOTIPO

VII.1 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE
DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS
FETALES.

VII.2 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE
ANALOGICO-DIGITAL.

VII.3 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE
DEL CIRCUITO DE PROCESAMIENTO
DIGITAL.

VII.4 DIAGRAMA GENERAL

VII DISEÑO DEL PROTOTIPO

En este capítulo se describen los componentes de las tres etapas fundamentales analizadas en el capítulo anterior, utilizando los parámetros y consideraciones de diseño para cada una de ellas, se presenta el circuito completo que integra de forma práctica cada componente utilizado proporcionando para cada uno de ellos sus características y parámetros de funcionamiento.

VII.1 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE DEL DETECTOR ULTRASONICO DE LATIDOS FETALES.

VII.1.1 Transductor Piezoeléctrico.

Los transductores piezoeléctricos utilizados en este diseño, están constituidos por un compuesto inorgánico policristalino de titanato-zirconato. Sus principales características son:

MODELO APC-850

<u>Propiedades físicas</u>		<u>Unidades</u>
Densidad	7.5	[g/cc]
Modulo de Young	6.3	[N/m ² exp 10]
Temperatura Courie	360	[°C]
Coefficiente mecánico	80	

Propiedades dieléctricas

Constante dieléctrica	1750	[kHz]
Factor de disipación	1.6	[%]

Constante de frecuencias:

Transversal	80	[kHz/inch]
Radial	75	[kHz/inch]
Longitudinal	60	[kHz/inch]

Propiedades piezoeléctricas:

\hat{K}_r	0.63	%
K_{11}	0.36	%
K_{33}	0.72	%
d_{31}	-175	[$\times 10^{-12}$ m/V]
d_{33}	450	[$\times 10^{-12}$ m/V]
g_{31}	-12.4	[$\times 10^{-3}$ m/N]
g_{33}	26	[$\times 10^{-3}$ m/N]
Frecuencia resonante	2.25	[MHz]

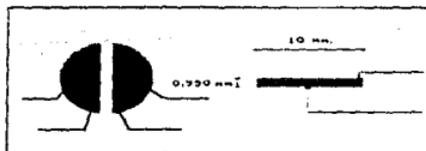


Figura VII.1

VII.1.2 Transistor BF-254

Transistor del tipo TBJ NPN, fabricado de silicio, las aplicaciones son para circuitos de radio-frecuencia como amplificador y/o oscilador.

Características:

Máxima corriente de colector [Amp]	Ganancia hfe	Disipación de calor [watts]	Frecuencia típica [MHz]
0.05	20 MIN	0.025	800

Diagrama:

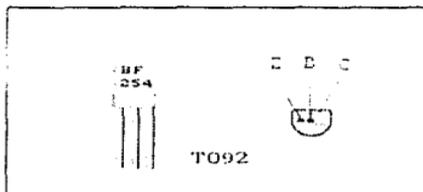


Figura VII.2

VII.1.3 Transistor BF-245

Transistor de efecto de campo (FET) canal N, diseñado para aplicaciones en alta frecuencia y switcheo.

Características:

Voltaje Gate source (Vgs)	Corriente Drain (IDSS)	Disipación de calor	Transconductancia (gfs)
25 [volts]	0.5-15 [mA]	300 [mW]	4000 [μ mos]

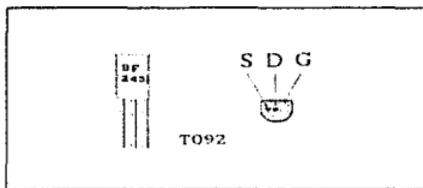


Figura VII.3

VII.1.4 CIRCUITO TL-082

Descripción general:

Este circuito de bajo costo, alta velocidad, entrada JFET doble, compensado internamente (tecnología bifet). Requiere bajo consumo de corriente, mantiene una gran ganancia de ancho de banda y un rápido Slew rate, además de una alta impedancia por su entrada JFet. Estos amplificadores pueden ser usados en aplicaciones como son los integradores de alta velocidad, convertidores rápidos D/A, circuitos de muestra y retención, y algunos otros circuitos que requieren bajo voltaje de desviación nula, baja impedancia, alto slew rate, y un gran ancho de banda. Los circuitos tienen un bajo ruido y voltaje de desviación nula compensado.

Características:

- Voltaje interno compensado de desviación nulo
- Baja corriente de bias de entrada
- Bajo voltaje de ruido de entrada
- Baja distorsión armónica
- Baja corriente de entrada de ruido

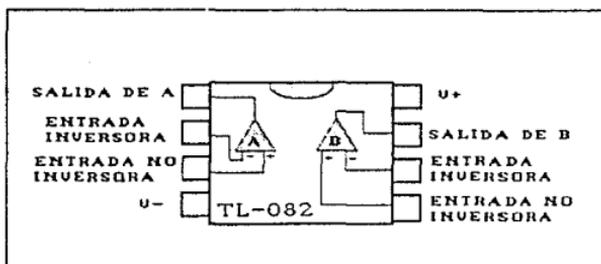


Figura VII.4

VII.1.5 LM2002

Descripción general:

El amplificador LM2002 de bajo costo, es de alta potencia para aplicaciones en general, con capacidad de manejar alta corriente (3.5 A), con una baja impedancia de entrada, y una baja distorsión. El LM2002 tiene una protección térmica limitadora de la corriente límite.

Características:

- Alta capacidad de corriente
- Ganancia programable externa
- Alto Rango de voltaje de alimentación (5V-20V)
- Baja distorsión
- Alta impedancia de entrada
- Bajo ruido
- Amplificador de audio hasta de 8 Watt
- Protección de corto circuito en AC

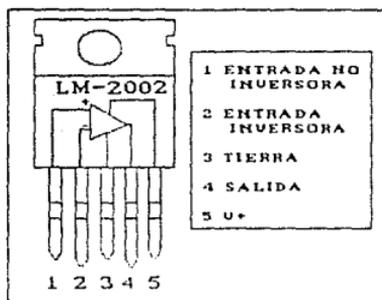


Figura VII.5

VII.2 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE ANALOGICO DIGITAL

VII.2.1 Transistor 2N2222

Descripción general:

Transistor NPN fabricado de silicio, de propósito general, sus principales aplicaciones son como interruptor (switcheo), o como amplificador de audio con frecuencia VHF.

Características:

Máxima corriente de colector [Amp]	Ganancia hfe	Disipación de calor [watts]	Frecuencia típica [MHz]
0.8	200	0.4	300 MIN

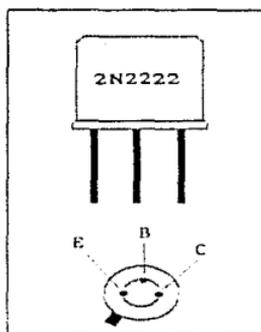


Figura VII.6

VII.2.2 CIRCUITO LM-741

Descripción general:

El integrado LM-741 es un amplificador operacional monolítico de alto rendimiento. Está destinado a una amplia gama de aplicaciones analógicas. El elevado alcance de voltajes en modo común y la ausencia de tendencias a "enganche" hace ideal este operacional para utilizarse como seguidor de voltaje. La alta ganancia y el amplio alcance de voltaje de operación proporciona un rendimiento superior como integrador, amplificador sumador, y amplificaciones generales de realimentación.

Características:

- No requiere compensación de frecuencia
- Protección contra corto-circuito
- Capacidad de desviación de voltaje nulo
- Grandes alcances en modo común y voltaje diferencial
- Bajo consumo de potencia

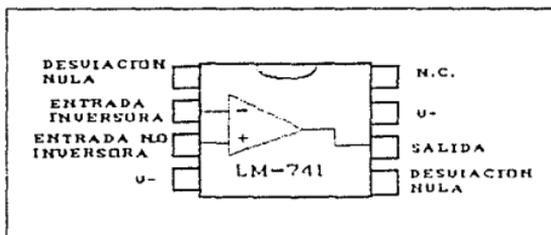


Figura VII.7

VII.2.2 CIRCUITO LM-555

Descripción general:

El circuito temporizador 555 monolítico es un controlador altamente estable capaz de producir retardos exactos de tiempo u oscilaciones. Se proporcionan terminales adicionales para disparo o restablecimiento si se desea. En el modo de operación de retardo de tiempo, se controla con precisión mediante un resistor y un capacitor externos. Para operación estable como oscilador, la frecuencia de oscilación libre y ciclo de circuito se controlan con exactitud con dos resistores y un capacitor externos.

El circuito puede dispararse y restablecerse en forma de onda descendentes, y la estructura de la salida puede ser fuente o drenador hasta de 200 [mA] o impulsar circuitos TTL.

Características:

- Temporizador desde microsegundos hasta horas
- Opera en modo astable como monoestable
- Ciclo de trabajo ajustable
- La corriente alta de salida fuente o drenador de 200 [mA]
- La salida puede impulsar circuitos TTL

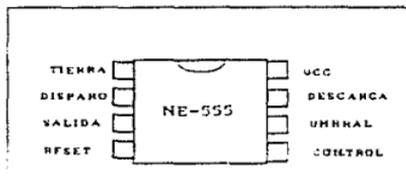


Figura VII.8

VII.3 COMPONENTES QUE INTEGRAN EL BLOQUE DE PROCESAMIENTO DIGITAL

VII.3.1 CIRCUITO 74LS00 COMPUERTA NAND

Este circuito contiene cuatro independientes compuertas de dos entradas cada una de ellas con características de la función lógica NAND su temperatura de operación es de 0 a 70 grados centígrados. Con esta compuerta llamada también compuerta universal, con la combinación de ellas y de sus entradas se puede efectuar las operaciones lógicas como son: Inversor, compuerta AND, compuerta OR, compuerta XOR, etc.

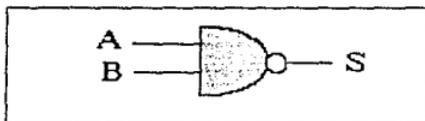


Tabla de Verdad

A	B	S
0	0	1
0	1	0
1	0	0
1	1	0

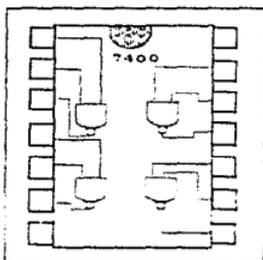


Figura VII.9

VII.2.2 CIRCUITO 74190 CONTADOR BCD

Descripción general:

El circuito 74190 es un contador BCD, su operación sincrónica esta hecha a base de flip flops temporizados simultáneamente, para que las salidas cambien al mismo tiempo inducidos por un circuito lógico de mando. Tanto el disparo como el nivel de transición del reloj está habilitado por un pulso bajo. Estos contadores son programables por los terminales de datos A,B,C y D por medio de pulsos bajos.

La salida puede ser cambiada independientemente dependiendo del nivel de reloj de entrada.

Dos salidas se han dispuesto para una función en cascada, una de ellas es la máxima cuenta, y la otra la mínima cuenta. En estas se produce un nivel alto con una duración aproximadamente igual a un ciclo de reloj, los contadores pueden conectarse fácilmente alimentados por un contador fuente o varios contadores conectados en serie o paralelo utilizando las terminales máximo o mínimo, sin perder la alta velocidad de operación.

Características:

- Cuentas BCD -8-4-2-1 o binario
- Control simple para cuenta arriba o abajo
- entrada de control para restablecer cuenta
- salida de reloj en cascada
- salidas paralelas
- posibilidad para conexión en cascada para manejo de n bits

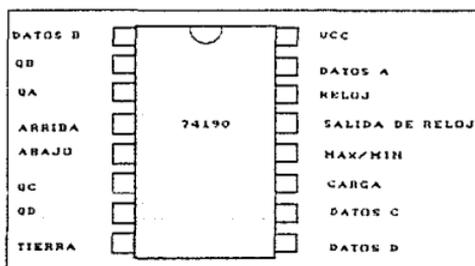


Figura VII.10

VII.3.3 CIRCUITO 74374 OCTAL FLIP FLOPS TIPO D

Descripción general:

Este circuito esta integrado por registros de 8 bits de salida de 3 estados. El manejo del nivel alto lógico provee a estos registros con la capacidad de continuar conectados directamente a circuitos lógicos sin necesidad de una interfase o componentes pull-up. Este circuito es óptimo para implementar terminales de registro, puertos de entrada y salida, buses bidireccionales, y registros de trabajo.

Los ocho registros del 74374, son flip flops del tipo "D" con una terminal común de reloj, y una terminal común de control de salida.

Características:

- Posibilidad de elegir independientemente 8 flip flops tipo D en un solo encapsulado.
- Salida de 3 estados
- Carga paralela de todos los datos
- Terminal para control de entrada
- Entrada de reloj con histéresis para mejorar el rechazo de ruido

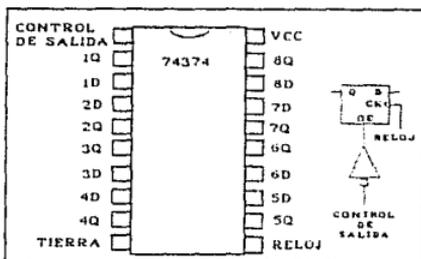


Figura VII.11

VII.3.4 CIRCUITO 7474 DUAL FLIP FLOP TIPO D

Descripción general:

Este circuito contiene dos independientes flip flop tipo D con salidas complementarias. La transición de los flaps flops es por medio de un pulso de reloj en una terminal de entrada de reloj, de cada flip flop, Una vez que ocurre el disparo, la salida positiva queda en un nivel alto continuo, hasta que se restablece por la terminal clear, funciona como flip flop set, reset .

Características:

- Doble Flip Flop tipo D con preset, clear y salidas complementarias.

TABLA DE VERDAD

ENTRADAS				SALIDAS	
PR	CLR	CLK	D	Q	\bar{Q}
L	H	X	X	H	L
H	L	X	X	L	H
L	L	X	X	H	H
H	H	^	^	H	L
H	H	^	L	L	H
H	H	L	X	QO	QO

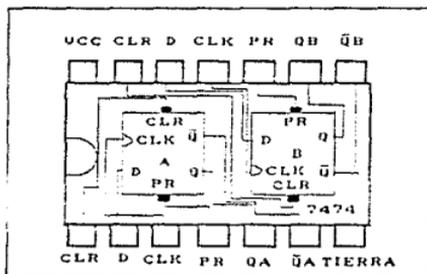


Figura VII.12

VII.3.5 CIRCUITO 7447 DECODIFICADOR BINARIO A DECIMAL

Descripción general:

El 7447 tiene como característica que son activados por un pulso bajo, las salidas están diseñadas para manejar leds de ánodo común o indicadores incandescentes. Tiene una terminal de prueba que pone todas las salidas en cero lógico, tiene cuatro terminales de entrada, donde por medio del código BCD, decodifica a 7 segmentos en la salida.

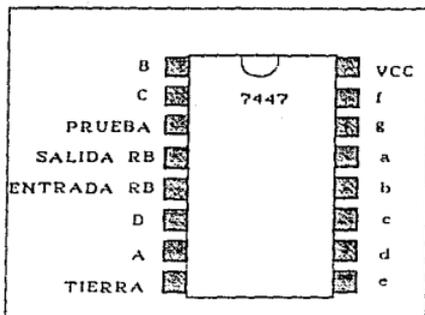


Figura VII.13

VII.3.6 CIRCUITO MM2148 MEMORIA RAM DE 1024 X 4 BITS

Descripción general:

La familia MM2148 de 1024 palabras por 4 bits memoria de acceso aleatorio estática, es fabricada usando tecnología de canal-N. Todos los circuitos internos son sensitivos a la estática y no requieren reloj y o actualización para su operación. Los datos pueden ser leídos las veces que se necesiten, y estos no pierden los datos. La entrada y salida de datos se realiza por terminales bidireccionales.

La separación del chip select (CS) hace muy sencillo el control de los buses bidireccionales.

Características:

- Todas las entradas y salidas son directamente compatibles con TTL

- La operación estática no requiere reloj o actualización
- Bajo consumo de potencia 225 mW típicamente
- Alta velocidad en el tiempo de acceso (200 nseg)
- Interfases de tres estados
- Terminales comunes de datos de entrada y salida
- Alimentación de 5V
- Paquete estándar de 18 terminales.

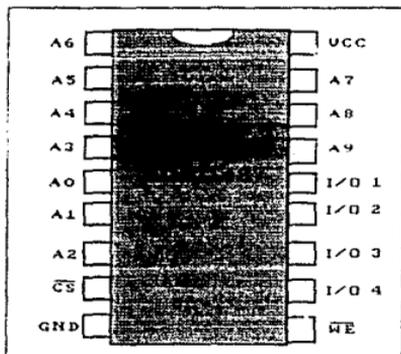


Figura VII.14

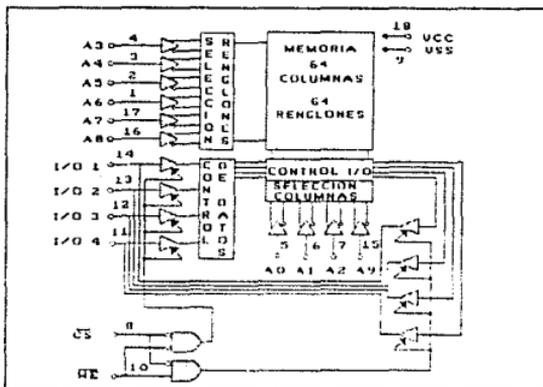


Figura VII.15

DISTRIBUCION FISICA

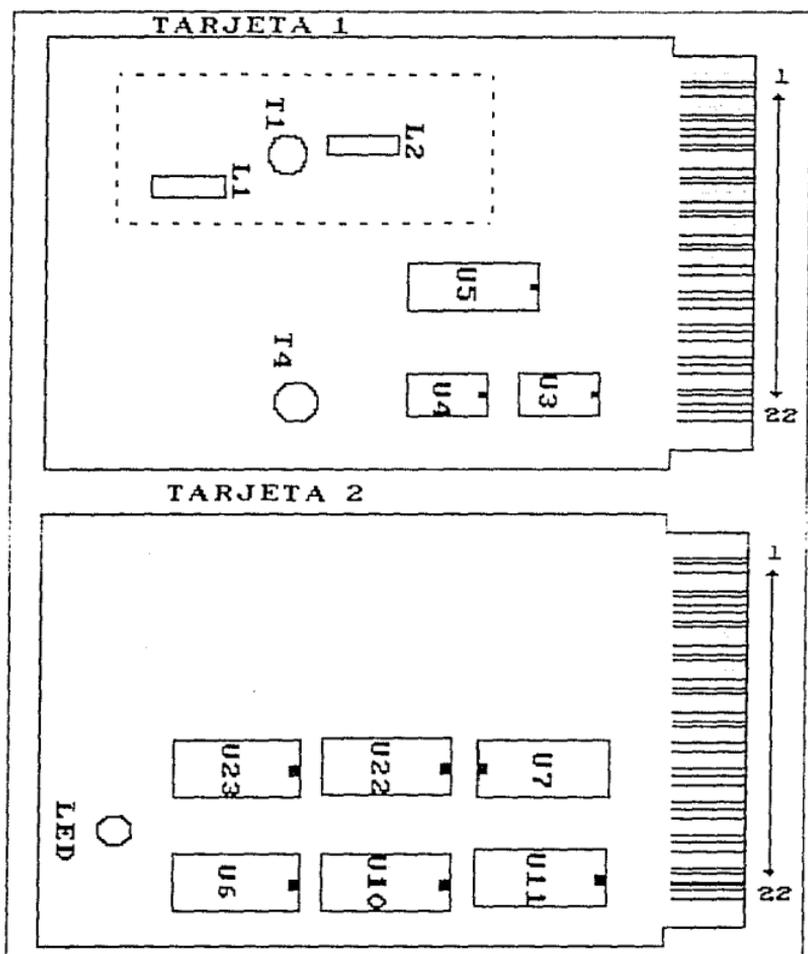
DE LOS

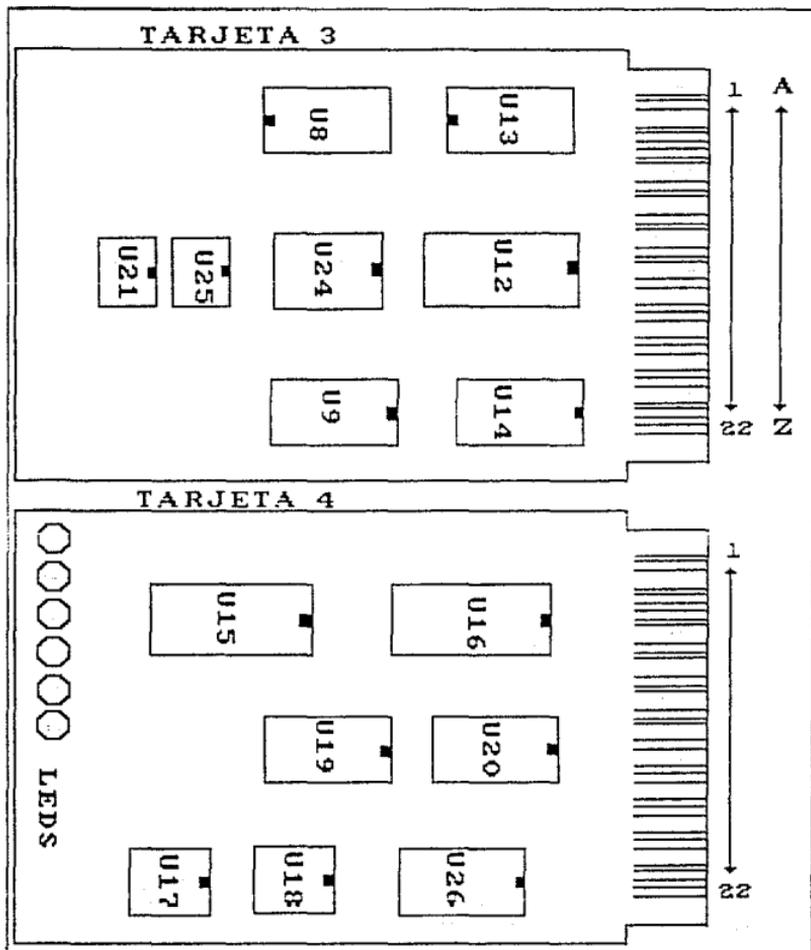
COMPONENTES

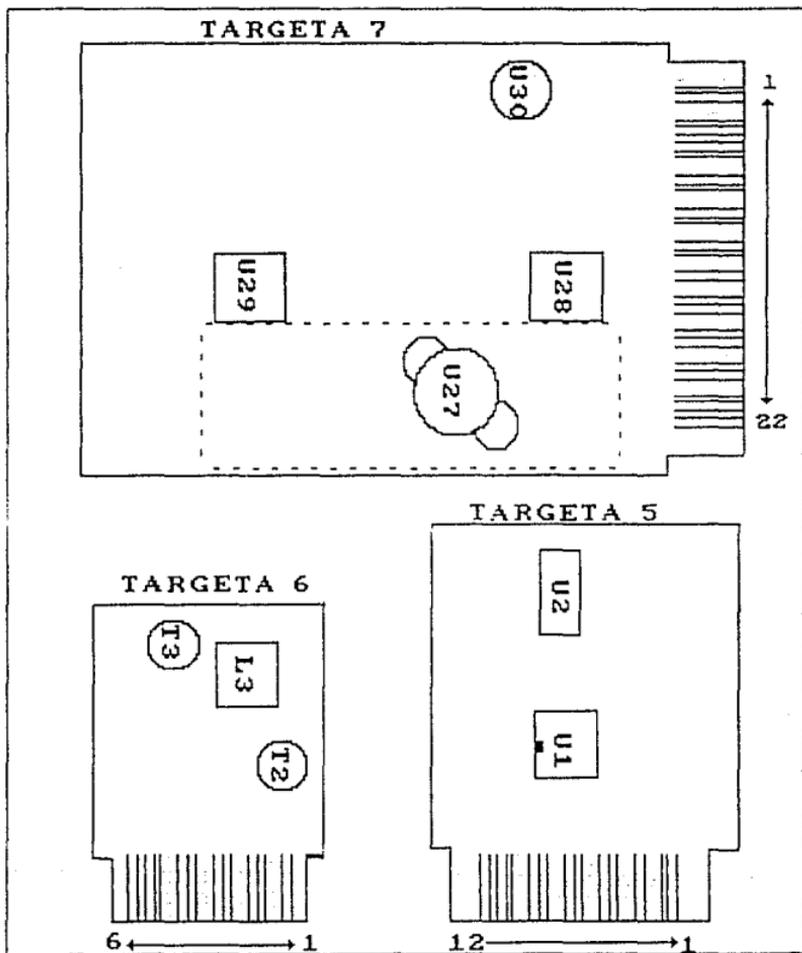
LISTADO GENERAL DE LOS COMPONENTES

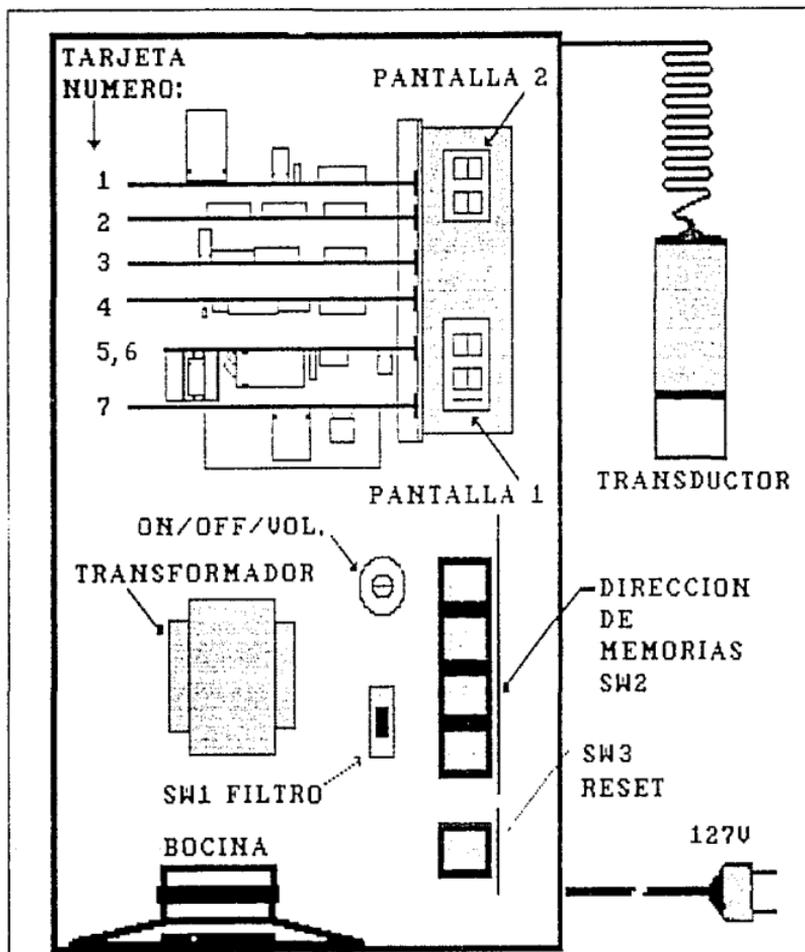
RESISTORES:	CAPACITORES:	INTEGRADOS:	INDUCTORES:
R1= 5.6K	C1= 1 NF	U1= TL082	L1= 14 mH
R2= 1.8K	C2= 560 PF	U2= LM2002	L2= TRANSFORMADOR
R3= 5K	C3= 0.01 UF	U3= TL082	DE ACOPLE 1:1
R4= 1.2K	C4= 0.001 UF	U4= LM741	L3= 6 mH
R5= 1.2K	C5= 0.047 UF	U5= LM555	TRANSISTORES:
R6= 15K	C6= 0.01 UF	U6= 74LS190	T1= BF254
R7= 680	C7= 39 PF	U7= 74LS190	T2= BF254
R8= 560K	C8= 0.001 UF	U8= 74LS190	T3= BF345
R9= 22K	C9= 0.1 UF	U9= 74LS190	T4= 2N2222
R10= 10K	C10= 0.1 UF	U10= 7447	CRISTALES:
R11= 10K	C11= 0.01 UF	U11= 7447	XTAL1= CRISTAL
R12= 22K	C12= 0.022 UF	U12= 74LS374	EMISOR
R13= 100K	C13= 0.047 UF	U13= 7447	XTAL2= CRISTAL
R14= 52K	C14= 0.047 UF	U14= 7447	RECEPTOR
R15= 10K	C15= 0.047 UF	U15= 2148	DIODOS:
R16= 100K	C16= 0.1 UF	U16= 2148	D1= IN4148
R17= 27K	C17= 470 UF	U17= LM555	D2= IN4007
R18=POT 50K	C18= 100 UF	U18= LM555	D3= IN4007
R19= 220	C19= 1 UF	U19= 74LS74	D4= IN4007
R20= 2.2K	C20= 0.1 UF	U20= 74LS74	BOCINAS:
R21= 1K	C21= 0.22 UF	U21= LM555	B1= 8 OHMS 1 WATT
R22= 10K	C22= 47 UF	U22= 74LS74	B2= BUZZER
R23= 10K	C23= 447 UF	U23= 7400	LEDS:
R24= 10M	C24= 220 UF	U24= 74LS00	LED1, LED2, LED3= ROJO

RESISTORES:	CAPACITORES:	INTEGRADOS:	INTERRUPTORES:
R25= 4.7K	C25= 47 UF	U25= LM555	SW1= 1 POLO 1 TIRO
R26= 1K	C26= 6.9 UF	U26= 74LS00	SW2= 4 SWITCHES DE
R27= 10K	C27= 0.1 UF	U27= LM7805	1 POLO 2 TIROS
R28= POT 47K	C28= 2200 UF	U28= LM7812	SW3= PUSH BOTTON
R29= 2.2K	C29= 1000 UF	U29= LM7912	SW4= SWITCH DEL
R30= 220	C30= 0.1 UF	U30= PUENTE	POT R18
R31= 10K	C31= 0.1 UF	DE DIODOS	
R32= 330	C32= 1 UF	INTEGRADO	
R33= 330	C33= 1 UF		
R34= POT 4.7K	C34= 1 UF		
R35= 18K			
R36= 1K			
R37= 10K			
R38= 1M			
R39= 220			
R40= 10K			
R41= 330			
R42= 1K			
R43= 56K			

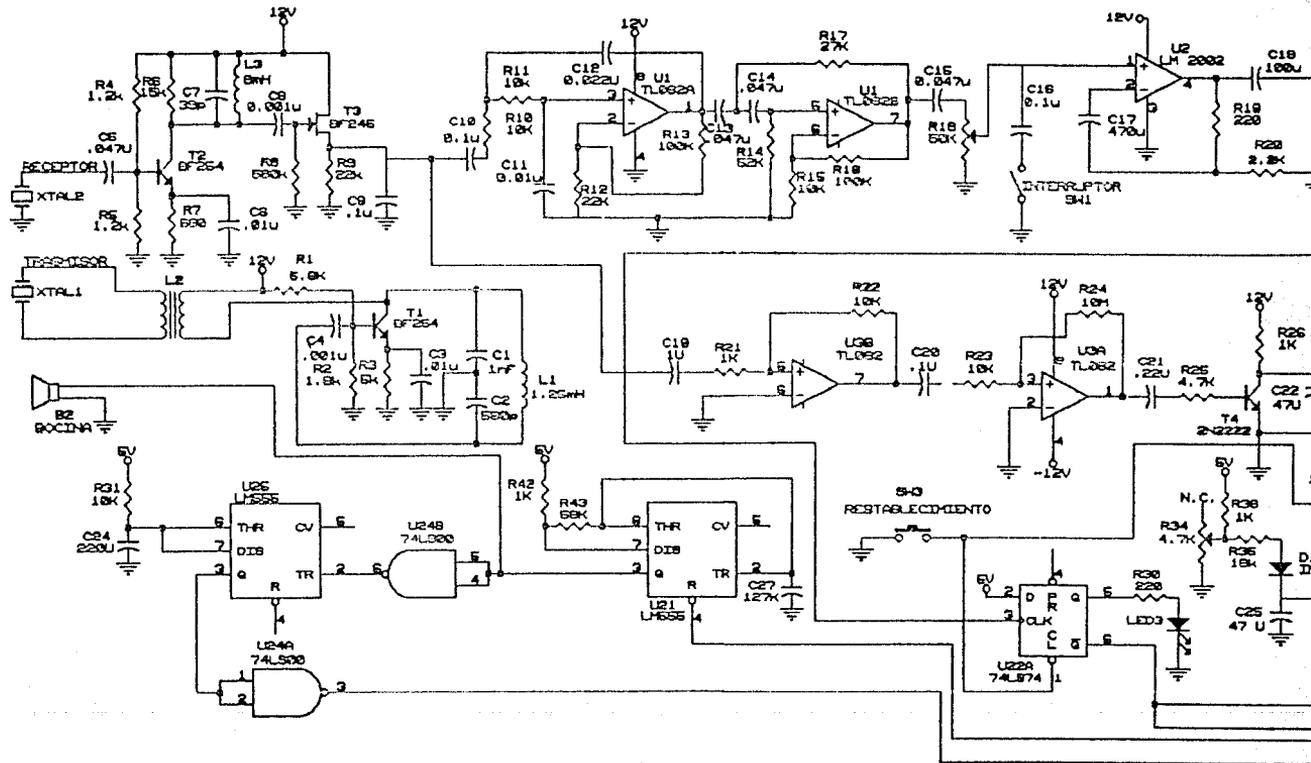


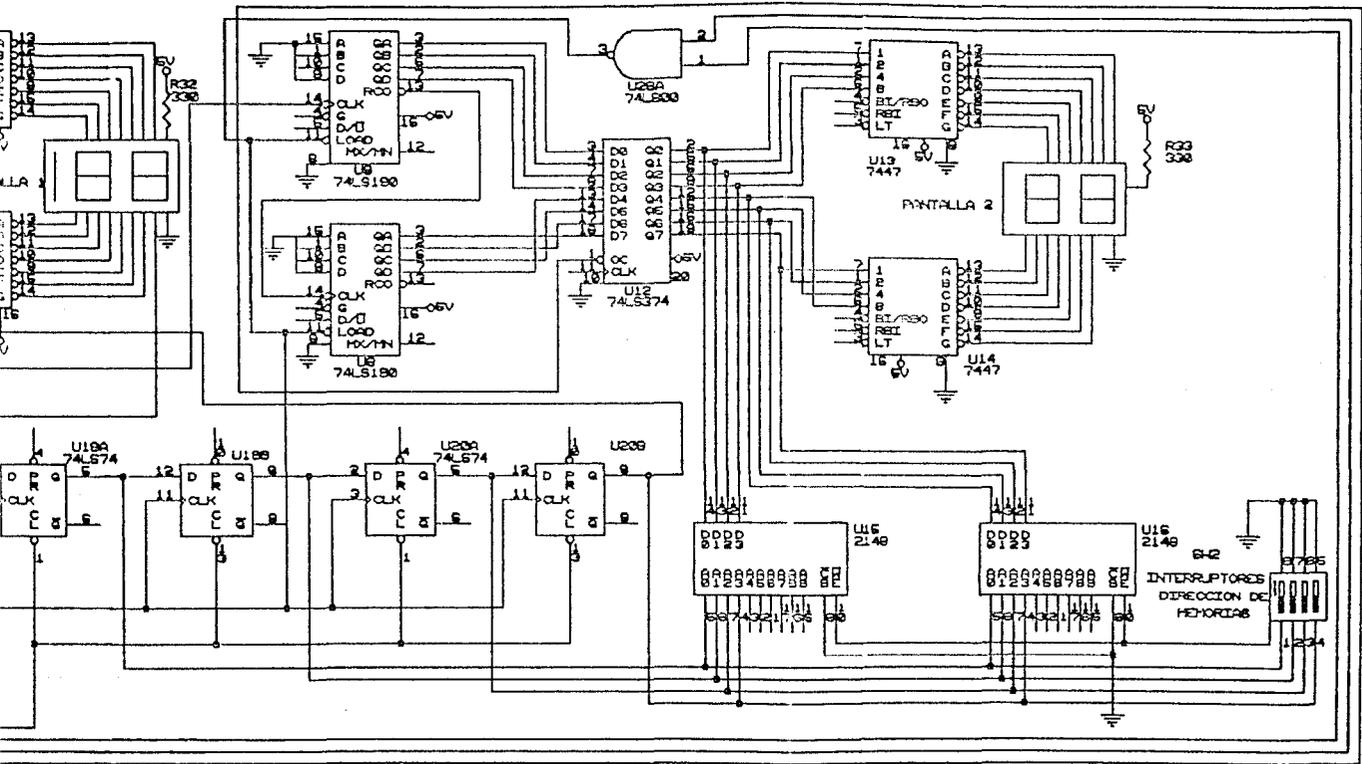


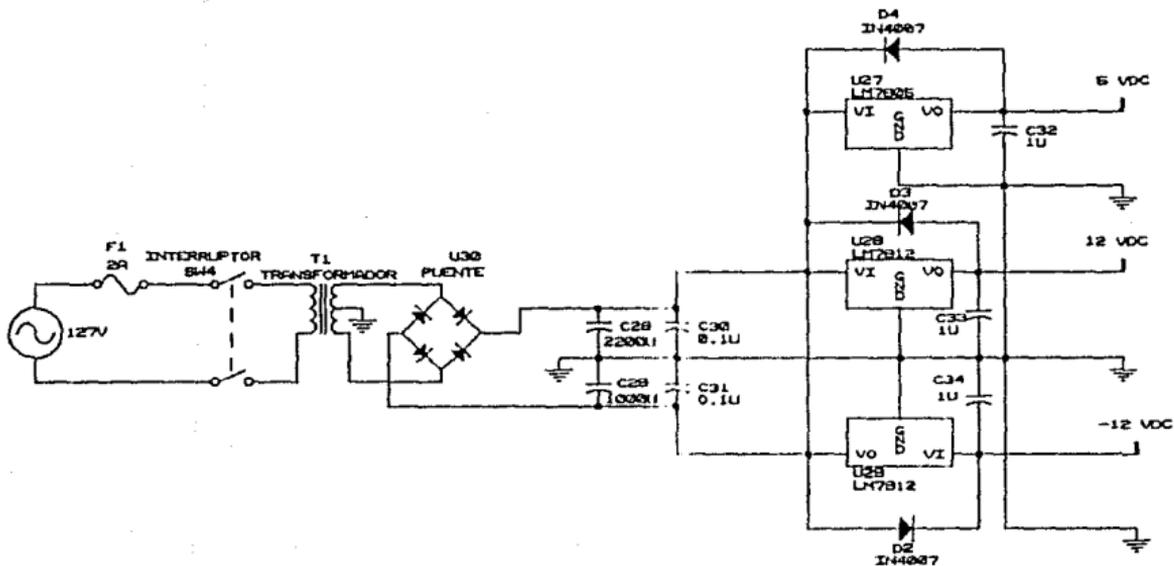




VII.4 DIAGRAMA GENERAL







VIII CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

La reciente incorporación del ultrasonido en el diagnóstico obstétrico constituye una de las más importantes contribuciones de la instrumentación electrónica a la medicina. Por su confiabilidad y facilidad de uso resultan indispensables para conocer el estado de salud del feto durante los dos últimos trimestres de gestación, con la posibilidad de aplicar oportunamente acciones preventivas o correctivas.

Sin embargo, la adquisición de un instrumento de esta naturaleza, representa una alta inversión para los médicos de la especialidad.

Es responsabilidad social del ingeniero en electrónica el innovar alternativas tecnológicas que satisfagan las necesidades prácticas requeridas. El desarrollo de un proyecto de este tipo requiere la conciliación de diferentes técnicas y la información adecuada para dar una solución integral al problema planteado.

El diseño que se presenta en este trabajo de tesis cubre la necesidad de contar con un instrumento médico ultrasónico, que es capaz de presentar un diagnóstico confiable, y de bajo costo, llenando el espacio intermedio que existe entre los equipos muy sofisticados de alta tecnología y los instrumentos manuales de diagnóstico clínico.

El diseño de éste instrumento se realizo optimizando al máximo los componentes, utilizando configuraciones típicas de circuitos conocidos, unificándolas para lograr el objetivo perseguido.

Para el desarrollo del prototipo, fue necesario tocar varias áreas de la especialidad; fundamentalmente las siguientes: electrónica analógica y comunicaciones, electrónica digital, instrumentación y un área de la física como es la acústica. Adicionalmente contempló estudios básicos sobre ginecología, corazón y frecuencia cardíaca.

Al enfrentarnos a problemas reales de una forma objetiva y directa, aplicando la disciplina específica, logramos " ahorrar experiencia " para el ejercicio futuro de nuestra profesión.

Resulta pertinente aclarar que la utilización de este instrumento es recomendada únicamente para personas que estén familiarizadas con el uso de equipos del área médica, y que tenga los conocimientos necesarios para dar un diagnóstico real de acuerdo a los parámetros que este instrumento le presente.

BIBLIOGRAFIA

- 1) ANATOMIA INTEGRAL Y DINAMICA DEL CORAZON./Salvador Gómez Alvarez. México: Trillas. 1985.
- 2) AMPLIFICADORES OPERACIONALES.DISEÑO Y APLICACIONES./Gene E. Tobey, Jerald G. Graeme, Lawrence P. Huelsman. México: Diana. 1978.
- 3) AMPLIFICADORES OPERACIONALES TEORIA Y SUS APLICACIONES./ Arthur B. Williams. México: McGraw-Hill. 1988.
- 4) ANALISIS DE CIRCUITOS ELECTRICOS./ Leonard S. Bobrow. México: Nueva Editorial Interamericana. 1983.
- 5) CIRCUITOS INTEGRADOS LINEALES Y AMPLIFICADORES OPERACIONALES./ Robert F. Coughlin, Federerick F. Driscoll. México: Prentice-Hall. Hispanoamericana. 1987.
- 6) DIAGNOSTICOS CON ULTRASONIDOS EN OBSTETRICIA Y GINECOLOGIA./ F. Bonilla, M. Peres Hill. Barcelona: Medicina de Valencia. 1977. 8) DISPOSITIVOS ELECTRONICOS Y AMPLIFICACION DE SEÑALES./ Adel S. Sedra , Kenneth C. Smith. México: Interamericana. 1985.

- 7) ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL EN OBSTETRICIA./ Javier Parache Hernández, Carlos Chinchilla Calvo. Barcelona-México: Editorial Científico Médica. 1976.
- 8) ECOCARDIOGRAFIA GINECOLOGICA./ Bernard Leroy, Royer. Barcelona: Masson. 1983.
- 9) ELECTRONIC CIRCUITS. DISCRETE AND INTEGRATED./ Donald L. Schilling & Charles Belove. McGraw-Hill Book Company. International Student Edition. 1981.
- 10) ELECTRONICA. TEORIA DE CIRCUITOS./ Robert Boylestad y Louis Nashelsky. México: Prentice-Hall Hispanoamericana. 1986.
- 11) LINEAR DATA BOOK./ National Semiconductor Corporation. Santa Clara California. 1988.
- 12) MODERN ELECTRONIC COMMUNICATION./ Gary M. Miller. México: Prentice Hall-1988.
- 13) LS/S TTL LOGIG./ National Semiconductor Corporation. Santa Clara California. 1990.
- 14) ULTRASONOGRAFIA EN OBSTETRICIA Y GINECOLOGIA./ Peter W. Callen. Buenos Aires; México: Médica Panamericana. 1985.