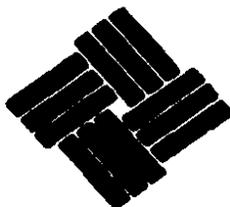


881217

13
24

UNIVERSIDAD ANAHUAC

**ESCUELA DE INGENIERIA
CON ESTUDIOS INCORPORADOS A LA
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**



Vince In Bono Malum

**ANTEPROYECTO PARA UN MONITOR DE
LATIDO CARDIACO FETAL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
AREA DE SISTEMAS ELECTRICOS Y ELECTRONICOS

P R E S E N T A :

AIDA REBECA GONZALEZ GONZALEZ

México, D. F.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1988



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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 esta 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.

CONTENTS

1. CAPITULO 1	2
1.1 Planteamiento del problema	2
1.2 Alternativas	2
1.3 Hipótesis	7
2. CAPITULO 2 : ANTECEDENTES	8
2.1 Principios Físicos	8
2.1.1 Introducción	8
2.1.2 Movimiento Ondulatorio:	11
2.1.2.1 Tren de Ondas	11
2.1.2.2 Tipos de Ondas	11
2.1.2.2.1 Ondas Longitudinales	12
2.1.2.2.2 Ondas de Cizalladura	14
2.1.2.2.3 Ondas Superficiales	14
2.1.2.3 Propiedades de las Ondas	14
2.1.2.3.1 Reflexión entre dos Materiales	14
2.1.2.3.2 Orientación	17
2.1.2.3.3 Refracción	17
2.1.2.3.4 Difracción	18
2.1.2.3.5 Dispersión Difusa	18
2.1.2.3.6 Velocidad	18
2.1.2.3.7 Superposición	18
2.1.2.4 Efectos	19
2.1.2.4.1 El Efecto Doppler	19
2.1.2.4.2 Transmisión angular	19
2.1.3 Amplificadores Operacionales en la Instrumentación	20
2.1.3.1 Compensación de Frecuencias	20
2.1.3.2 Compensación de Offset	23
2.1.3.3 El Amplificador Logarítmico	23
2.1.3.4 El Amplificador Diferencial	26
2.1.3.4.1 Señales de Modo Común y Modo Diferencial	26
2.1.3.4.2 El Amplificador Diferencial en Acoplamiento Directo	26
2.1.4 Filtros	29
2.1.4.1 Forma de Respuesta	29
2.1.4.1.1 Parámetros Básicos	30
2.1.4.2 Análisis de los tipos de Filtros	32
2.1.4.2.1 Filtros LC	32
2.1.4.2.2 Filtros Activos	35
2.1.4.2.3 Filtros de Cristal	36
2.1.4.2.4 Filtros Mecánicos	38

2.1.4.2.5	Filtros Digitales	38
2.2	Principios Médicos	40
2.2.1	Introducción	40
2.2.2	El sistema Cardiovascular	40
2.2.2.1	El Corazón	41
2.2.2.2	Bioelectricidad	44
2.2.2.3	El Sistema de Electroconducción del Corazón	48
2.2.3	Diagnóstico de la Gestación	52
2.2.3.1	Desarrollo Primitivo del Embrión	52
2.2.3.2	Desarrollo Intrauterino	53
2.2.3.3	Circulación Fetal	56
2.2.3.4	Cambios Circulatorios que se producen al Nacer	57
2.2.3.5	Postura, presentación y Posición del Feto	57
2.2.3.6	Ritmo Cardíaco Fetal	59
3.	CAPITULO 3 : ULTRASONIDO	61
3.1	Introducción	61
3.2	Propiedades Físicas del Ultrasonido	61
3.2.1	Concepto de Ultrasonido	61
3.2.1.1	Transductores Magnetoestrictivos	61
3.2.1.2	Transductores Piezoeléctricos	61
3.2.1.2.1	Efecto Piezoeléctrico	61
3.2.1.2.2	Materiales Piezoeléctricos	62
3.2.1.3	Transductores Electroestrictivos	62
3.2.1.3.1	Materiales y Transductores Electroestrictivos	62
3.2.2	Propiedades de las Ondas Ultrasonicas	63
3.2.2.1	Tipos de Ondas	63
3.2.2.2	Reflexión entre dos Materiales	64
3.2.2.3	Reflexión debida a un Obstáculo	65
3.2.2.4	Orientación	65
3.2.2.5	Haces	65
3.2.2.6	Impedancia Mecánica	66
3.2.3	Efectos	66
3.2.3.1	El Efecto Doppler	66
3.2.3.2	Efectos de Anulación	66
3.2.3.3	Cavitación	66
3.2.3.4	Transmisión Angular	67
3.3	Propiedades Médicas del Ultrasonido	68
3.3.1	Introducción	68
3.3.2	El Haz Ultrasonico en Ecodiagnóstico	68
3.3.3	Modos de Representación Ecográfica	69

3.3.4	Algunas Aplicaciones del Ecodiagnóstico	71
3.3.5	Efectos Médicos del Ultrasonido	71
3.3.5.1	El Efecto Mecánico	72
3.3.5.2	El Efecto Térmico	74
3.3.5.3	El Efecto Químico	75
3.3.5.4	Efectos en Animales de Experimentación	75
3.3.5.5	Efectos sobre el Cultivo de Tejidos	77
3.3.5.6	Efectos sobre Cromosomas	77
3.3.5.7	Efectos en la Clínica Obstétrica	79
3.3.6	Metódica de la Exploración	79
3.4	Cómo sería Nuestro Equipo	82
3.4.1	Descripción	84
3.4.1.1	Brazo- sensor de posición	84
3.4.1.2	Transductor	84
3.4.1.3	Amplificadores de recepción	84
4.	CAPITULO 4 : FONOCARDIOGRAFIA	92
4.1	Introducción	92
4.2	Propiedades Físicas de la Fonocardiografía	92
4.2.1	Sonido	92
4.2.1.1	Reflexión y Refracción del Sonido	93
4.2.1.2	Ecos	95
4.2.2	Microfonos	95
4.2.3	Algunas Consideraciones sobre los Sonidos Cardíacos	99
4.3	Propiedades Médicas de la Fonocardiografía	105
4.3.1	Metódica de la Exploración	105
4.3.2	Sonidos Cardíacos	106
4.3.2.1	Primer Ruido	106
4.3.2.2	Chasquido Sistólico	106
4.3.2.3	Segundo Ruido	106
4.3.2.3.1	Segundo Ruido Normal	106
4.3.2.4	Tercero y Cuarto Ruidos	106
4.3.3	Ritmo Cardíaco Fetal	107
4.4	Cómo Sería Nuestro Equipo	110
4.4.1	Introducción	110
5.	CAPITULO 5 : ELECTROCARDIOGRAFIA	114
5.1	Introducción	114
5.2	Propiedades Físicas de la Electrocardiografía	117
5.2.1	Introducción	117
5.2.2	Derivaciones	118
5.2.3	Propiedades Fisiológicas de la ECG	123
5.2.3.1	Células Cardíacas	123
5.2.3.1.1	Tipos	123

5.2.3.1.2	Propiedades	123
5.2.3.2	Activación Cardíaca	124
5.2.3.2.1	Fase de Polarización Diastólica	127
5.2.3.2.2	Fase de Repolarización Celular Sistólica	127
5.2.3.2.3	Electrograma Celular	128
5.2.3.3	Concepto de Dipolo	131
5.2.3.4	Concepto de Hemicampo	131
5.2.3.5	Activación Cardíaca	131
5.2.3.5.1	Activación Auricular: Asa de P	131
5.2.3.5.2	Despolarización Auricular	132
5.2.3.5.3	Repolarización Auricular	135
5.2.3.5.4	Activación Ventricular: Asas QRS yT	135
5.2.3.5.5	Despolarización Ventricular: Asa del QRS	135
5.2.3.5.6	Repolarización Ventricular: Asa de T	135
5.2.3.6	Correlación entre la PAT y el ECG	136
5.2.3.7	Morfologías Normales de las Derivaciones Precordiales	139
5.2.3.7.1	Morfología del complejo QRS	139
5.2.3.8	Criterios de Normalidad para la Morfología de los Complejos QRS de	140
5.2.3.9	Dimensiones de los complejos QRS	147
5.2.3.10	Segmento ST	147
5.2.3.11	Ondas P	147
5.3	Equipo Electrocardiográfico	147
5.3.1	El Galvanómetro	148
5.3.2	Transductores	151
5.3.3	Sistemas de Inscripción	155
5.4	Cómo sería Nuestro Equipo	156
6.	CAPITULO 6 : ANTEPROYECTO	161
6.1	Marco Teórico	161
6.1.1	Metodología del Diseño	162
6.1.2	Sistema Propuesto	162
6.1.3	Descripción general	162
6.1.3.1	Electrocardiografía	162
6.1.4	Necesidad de utilizar Amplificadores de Aislamiento	163
6.1.4.1	Definición de Seguridad Eléctrica	163
6.1.5	El Transductor	168
6.1.6	El Preamplificador	170
6.1.7	El Circuito Amplificador	173

6.1.7.1	Fonocardiografía	174
6.1.7.1.1	Descripción General	174
6.1.7.1.2	Descripción de las Pruebas	176
6.1.8	Diseño del Filtro	179
7.	CAPITULO 7 : CONCLUSIONES	192
7.1	Comparación Entre los Métodos	192
7.2	Análisis de la Hipótesis	194

OBJETIVOS

El principal objetivo de esta tesis es el de analizar las posibilidades técnicas de fabricar un monitor automatizado de latido cardiaco fetal que pudiera instalarse en salas de labor para pacientes con embarazos difíciles o catalogados como de alto riesgo.

Por ello, se habrá de investigar entre la profesión médica las alternativas existentes en la actualidad, sopesando cuidadosamente sus posibles consecuencias y la factibilidad de su empleo, pensando en una fabricación nacional.

Dada la necesidad de manejar conceptos y vocabulario lógicamente ajenos al mundo de la ingeniería, se incluyen en el trabajo algunas exposiciones teóricas con el fin de sustentar mejor las discusiones y facilitar la lectura del texto, tanto para el ingeniero como para el médico que eventualmente tuviere que dar una opinión respecto a las soluciones propuestas.

1. CAPITULO 1

1.1 Planteamiento del problema

El trabajo de parto y nacimiento es un proceso crítico. Las complicaciones que pudiesen llegar a surgir, podrían acarrear consecuencias de mayor o menor intensidad a lo largo de toda la vida de un individuo. Un dato al que hace relativamente poco empezó a prestarse atención, es el sufrimiento fetal, producido generalmente por hipoxia fetal y del cual una de sus manifestaciones es la variación anormal de la frecuencia cardíaca fetal. Lo anterior puede causar lesiones cerebrales e inclusive la muerte fetal.

Antiguamente, la auscultación del corazón fetal la podía hacer cualquier persona, con la desventaja de que el dato que se obtenía era la cifra promedio de latidos escuchados en un intervalo de 15 a 30 segundos, a demás de ser un método intermitente. Utilizando este método en conjunción con otros métodos clínicos (manchas de meconio) pueden llevar a diagnósticos positivos falsos de sufrimiento fetal, en tanto que algunos bebés pueden estar hipóxicos sin que aparezca algún dato en los métodos burdos. Actualmente, en embarazos de alto riesgo, se utiliza la monitorización latido a latido.

No todos los cambios anormales en la frecuencia cardíaca significan hipoxia aunque, si lo son, casi siempre habrá alteraciones en el equilibrio ácido-básico. Por lo tanto, es aconsejable monitorizar todos los partos de embarazos de alto riesgo y, de ser posible, combinarlo con el análisis sanguíneo del feto para así poder establecer una relación con las variaciones de los patrones del ritmo cardíaco fetal.

Algunos obstetras han venido utilizando la monitorización en todos los partos ocurridos en sus unidades, demostrando que el índice de detección de hipoxia fetal es mayor, y el índice de mortalidad perinatal es mucho menor.

Tanto el sufrimiento fetal como otras alteraciones detectables durante el embarazo o en el momento del parto, pueden también tener serias consecuencias en el campo neurológico.

Un 35% de más de 400 niños con parálisis cerebral, en un estudio realizado en Nueva Jersey tenían como origen dichos factores.

Algunas lesiones típicas de problemas perinatales son: el daño cerebral, disfunción cerebral, y las cuatro lesiones neuropatológicas básicas.

1.2 Alternativas

Considerando que un embarazo de alto riesgo requiere de mayores cuidados en el momento del parto, y habiendo visto las ventajas de la monitorización durante la labor, debe considerarse la necesidad de contar con el equipo

necesario en la mayoría de los hospitales que atienden este tipo de casos. Idealmente debería tender a utilizarse este procedimiento en todos los partos, pero debido a la imposibilidad del caso, deberá concentrarse la atención en los embarazos especiales.

Existen, básicamente tres alternativas de monitorización fetal, cada una con sus correspondientes ventajas y desventajas, como se irá viendo. Son, a saber: monitor ultrasónico de efecto Doppler, monitor fonocardiográfico y monitor electrocardiográfico; pudiendo ser invasivo o no invasivo.

Comunmente, los dos primeros tipos de monitores son no-invasivos, en tanto que el monitor electrocardiográfico puede ser tanto invasivo como superficial.

A continuación se expone cada método en forma somera, describiendo sus aplicaciones médicas así como sus rasgos generales de funcionamiento.

Más adelante se dedicará un capítulo especial a cada uno de los métodos, a fin de dar a entender tanto sus principios físicos como los médicos para poder comprender más tarde las bases del anteproyecto propuesto.

En general, los monitores de ritmo cardiaco fetal (RCF) usados en la actualidad, utilizan la técnica de latido-a-latido, en la cual el RCF es procesado y mostrado después de cada latido. La ventaja principal de este tipo de sistema sobre el sistema de promediado es que se puede obtener una indicación instantánea de cualquier variación en el RCF.

Los dos métodos básicos para la obtención de la señal de RCF son, como se mencionó, el invasivo y el superficial.

En el método superficial no es necesario introducir al organismo materno el transductor, sino que este es colocado sobre la piel del vientre materno. Es un método más susceptible al ruido que el método invasivo.

El método invasivo consiste en introducir en el cuerpo materno el transductor, y aunque proporciona señales mucho más limpias de ruido, su uso se limita a la fase del parto donde las membranas ya se han roto y el cérvix ya se ha dilatado.

Otra forma de dividir los procesos de monitorización, es de acuerdo con el tipo de manifestación del fenómeno que utilizan para la detección de la señal. De acuerdo con este criterio, la monitorización puede efectuarse básicamente de tres formas:

- por medio de la señal acústica, dando lugar a la fonocardiografía
- por medio de la señal eléctrica, dando lugar a la electrocardiografía y,
- por la respuesta que se obtiene a un estímulo de energía ultrasónica (eco), dando lugar a la ultrasonografía.

La monitorización con ultrasonido, generalmente hace uso del efecto Doppler. Este tipo de aparatos, aprovechan dicho efecto para localizar la placenta y la actividad cardíaca, entre otras cosas.

Consisten en la emisión de ultrasonidos de baja frecuencia de manera continua. Estos, al chocar con una estructura en movimiento, son reflejados cambiando la frecuencia. Esta nueva frecuencia es captada por la cabeza emisora, y tras ampliarla y modificarla se hace audible. Si a demás de escucharla, quiere contarse automáticamente, la señal se introduce en un procesador. Sus principales indicaciones son:

- Demostración de la actividad cardíaca fetal en la gestación inicial,
- Control de la vida o muerte fetal,
- Control de la actividad cardíaca fetal en mujeres obesas, polihidramnios, etc.
- Control de la frecuencia cardíaca fetal durante lapsos prolongados (intraparto)
- Dada la gran vascularización de la placenta puede darnos alguna orientación acerca de dónde se halla inserta.

En los sistemas de detección y análisis de la información diagnóstica, en general se denominan ecógrafos. Constan, fundamentalmente de dos partes: La sonda o transductor, y el sistema amplificador-analizador. La sonda es el elemento explorador del ecógrafo que contiene un generador piezoeléctrico laminar de titanato o circonato de bario para frecuencias superiores a 2.5 MHz., y cuya función es producir los ultrasonidos y recoger los ecos (reflexiones de los ultrasonidos). La sonda contiene el generador piezoeléctrico laminar y por lo tanto, según el fenómeno inverso de la piezoelectricidad, si se le hace llegar una corriente alterna de alta frecuencia, tal que su número de alternancias coincida con la frecuencia del generador, éste producirá ultrasonidos de una frecuencia constante y característica para cada generador. Esto quiere decir que cada generador solo puede producir ultrasonidos de una frecuencia determinada. La corriente alterna de alta frecuencia que llega al generador procede de un oscilador que está incorporado al sistema amplificador-analizador.

Si la emisión de los ultrasonidos por la sonda fuese ininterrumpida, un mismo generador no podría recibir ecos. Para que pueda hacerlo, la emisión de ultrasonidos se realiza de forma discontinua y, de éste modo, en los intervalos de emisión, el generador puede recibir los ecos procedentes de las estructuras exploradas. Al recibir los ecos, el generador, por el fenómeno de piezoelectricidad transforma dicha energía mecánica en energía elástica y la transmite al amplificador-analizador.

El sistema amplificador-analizador tiene principalmente tres funciones:

- Producir los ultrasonidos por medio de un circuito oscilante, el cual incorpora la corriente alterna de alta frecuencia que es transmitida a la sonda.
- Recibir la corriente eléctrica en que el generador ha convertido los ecos y amplificarla.
- Representar gráficamente las señales eléctricas en un osciloscopio o algún otro dispositivo de salida. Esta representación constituye la imagen ecográfica y puede hacerse de diversas formas.

El analizador posee, además un sistema de filtrado; y la amplificación puede ser global (i.e. de toda la señal recibida), o parcial. De este modo podemos diferenciar cierta parte de la información recibida.

El sistema Doppler, tiene una estructura similar al descrito en los párrafos anteriores, aunque es bastante más simple. El efecto Doppler consiste en la modificación que sufre la frecuencia de una onda sonora cuando la posición relativa entre el emisor y el receptor está cambiando continuamente. Como los ultrasonidos son considerados ondas de tipo sonoro, pero de frecuencias mucho más altas, es posible aplicarles dicho efecto. La emisión continua de ultrasonidos mediante una sonda fija, en dirección de un objeto o estructura en movimiento, dará lugar a reflexiones o ecos cuya frecuencia sufrirá variaciones respecto a la del haz emitido, en virtud del movimiento de la mencionada estructura. Estas variaciones de frecuencia pueden ser detectadas por medios electrónicos, y es factible de ser analizada.

En este tipo de aparatos, la sonda se mantiene en contacto directo con la piel, la cual se comporta como constante; esto es, consta de una parte constantemente emisora y de otra constantemente receptora. De esta manera, podrá registrarse la diferencia de tiempos de todos los movimientos que se produzcan.

La técnica de la fonocardiografía consiste en colocar un micrófono suficientemente sensible sobre la superficie ventral materna, ubicado en la zona donde sea posible escuchar mejor el latido en ese momento. El micrófono se fija a la superficie para evitar el ruido de roce. Para localizar el lugar óptimo de colocación del micrófono, se ausculta primero con un estetoscopio hasta localizar el latido cardíaco fetal (LCF) de mayor intensidad. Sus principales indicaciones son:

- Detección del ritmo cardíaco fetal a lo largo del embarazo.
- Detección del LCF durante la labor de parto.
- Detección de latidos placentarios y pulsaciones generadas por la circulación dentro del útero.

La señal captada por el micrófono entra a un amplificador, que generalmente

es del tipo logarítmico, con lo cual se pretende imitar la respuesta auditiva humana. Después se somete a un sistema de filtrado, que pretende eliminar los ruidos simples y, finalmente, se introduce a un analizador para aplicar alguna técnica de reconocimiento de patrones y así poder estudiar la forma de la señal. La señal fonocardiográfica directa puede registrarse en papel y utilizarse posteriormente como dato clínico.

En cuanto a la frecuencia cardíaca fetal, podrá estar desplegada en pantalla, o alguna otra forma de registro óptico, siendo conveniente implementar un sistema de alarmas para taquicardia y bradicardia.

Se considera, en general, que existe bradicardia fetal cuando se registra una frecuencia menor a 120 latidos por minuto; y que hay taquicardia, cuando la frecuencia es mayor de 160 latidos por minuto, sin embargo, deberá tomarse en cuenta que cada feto tiene una frecuencia característica que se manifiesta a lo largo de la gestación.

El monitor electrocardiográfico puede ser invasivo o no invasivo. La técnica invasiva consiste en introducir el electrodo en el útero, y fijarlo directamente en el feto, en tanto que en la superficial, los electrodos se colocan en la superficie del vientre materno. La señal obtenida con la primera, proporciona una señal mas limpia, pero su uso se limita al período del parto en que las membranas ya se han roto.

Este tipo de monitor tiene sus bases físicas en las propiedades eléctricas del corazón. Este se contrae debido a la acción de un comando del sistema de electroconducción; las células musculares del corazón, al contraerse, crean potenciales que, a su vez, originan corrientes eléctricas que circulan por todo el cuerpo y son transmitidas hasta la piel. El electrocardiograma fetal proporciona muchos datos clínicos a de mas de la FCF. Se puede saber, por ejemplo, la presentación fetal, condiciones cardíacas fetales in-útero, existencia de cardiopatías congénitas y posibilidad de padecimientos cardíacos postnatales.

Como la corriente eléctrica proveniente del corazón fetal es tan pequeña, se requieren etapas de amplificación adicional.

Básicamente, el equipo consiste de un juego de electrodos, una etapa de preamplificación, amplificación, sistema de filtrado y sistema de registro. La señal obtenida a la salida del filtrado deberá, como en los otros métodos, ser sometida a un analizador para poder efectuar el conteo automático.

1.3 Hipótesis

Una vez planteado el problema y establecidas las alternativas de las cuales es posible elegir una solución, se procede, a continuación a plantear una hipótesis.

Se supone posible presentar un anteproyecto que representa una parte del equipo de monitorización del LCF y que, por su diseño, partes y costo, será factible de ser construido en nuestro país. Lo anterior implica, por lo tanto un decremento en los costos respecto a equipos existentes, y como consecuencia un mayor número de hospitales tendrían acceso al mencionado equipo. De esta manera, habría un mayor número de partos susceptibles de ser monitorizados.

2. CAPITULO 2 : ANTECEDENTES

2.1 Principios Físicos

2.1.1 Introducción

El organismo humano es una fuente de múltiples señales que, al ser medidas pueden proporcionarnos una idea de la condición fisiológica del mismo. Para medir con exactitud dichas señales, es preciso construir instrumentos de medición específicos para cada tipo de señal a estudiar.

Un sistema de instrumentación es un conjunto de instrumentos y equipo utilizados para medir una o más características o fenómenos y la representación de dicha medida de alguna manera en la cual la pueda interpretar el hombre. En algunos casos, el sistema de instrumentación incluye componentes que dan un estímulo o excitación para una o más de las entradas del dispositivo donde se mide. También puede incluir algún mecanismo de control automático de ciertos procesos dentro del sistema o fuera del mismo.

Los componentes principales de cualquier sistema de instrumentación se pueden agrupar en las siguientes categorías:

1. **Adquisición de la información.-** En este tipo de sistema, la instrumentación se utiliza para medir fenómenos naturales y otras variables que ayuden al hombre en su búsqueda para conocerse a sí mismo y al medio que le rodea.
2. **Diagnóstico.-** Las medidas se realizan para ayudar a la detección y/o corrección de algún mal funcionamiento del sistema en el cual se mide.
3. **Evaluación.-** Las medidas se emplean para determinar la capacidad de un sistema de satisfacer las exigencias de funcionamiento impuestas.
4. **Monitorización.-** La instrumentación se utiliza para vigilar algún proceso u operación a fin de obtener continua o periódicamente la información del estado del sistema medido.
5. **Control.-** Algunas veces, la instrumentación se utiliza para controlar automáticamente el funcionamiento de un sistema basándose en los cambios de uno o más de los parámetros internos o en la salida del sistema.

Componentes del sistema hombre- instrumento.

En la figura 2.1 se muestra un diagrama de bloques del sistema hombre- instrumento, el cual se describe a continuación:

El individuo.- Es el ser humano en el que se realizan las medidas, el cual consta de diversos sistemas fisiológicos y, dependiendo de cual se va a estudiar, se realizará la selección del tipo de sistema de instrumentación.

El estímulo.- En muchas medidas se necesita la respuesta a algún tipo de estímulo externo. Este estímulo puede ser visual, acústico, táctil o estimulación directa con algún tipo de energía.

El transductor.- Es un dispositivo capaz de convertir de una forma de energía o señal en otra. Pueden utilizarse dos o más transductores a la vez para obtener varias relaciones entre fenómenos.

Equipo de tratamiento de señal.- Es la parte del sistema de instrumentación que amplifica, modifica o cambia la forma de la salida eléctrica del transductor. Se utiliza también para combinar o relacionar las salidas de dos o más transductores.

Equipo de presentación.- Convierte la salida eléctrica del equipo de tratamiento de señal en algo inteligible y factible de ser percibido por los sentidos del hombre.

Equipo de registro, proceso y transmisión de datos.- Frecuentemente se necesita registrar la información medida para un uso posterior o para transmitirla de un punto a otro.



Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Sistema hombre - instrumento

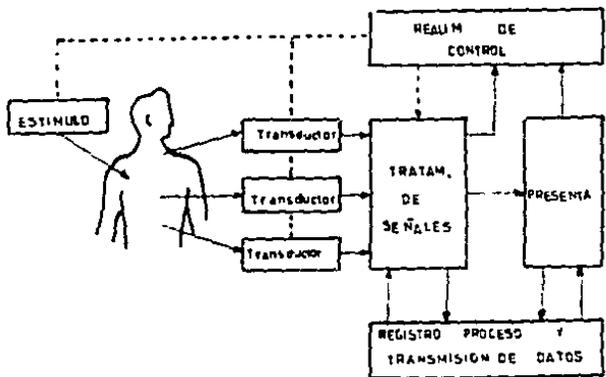


FIG 2.1

Dispositivos de control.- Se incorpora donde sea necesario disponer de un control automático del estímulo, transductores o cualquier otra parte del sistema. Consta por lo general de un lazo de realimentación donde se emplea parte de la salida del equipo de tratamiento de la señal o de presentación de la información para controlar de alguna manera el funcionamiento del sistema.

A continuación, se exponen los principios de ingeniería necesarios para comprender el sistema de instrumentación utilizado para detectar el LCF.

2.1.2 Movimiento Ondulatorio:

El término de movimiento ondulatorio implica una condición que es transmitida de tal forma que puede ser experimentada a una cierta distancia de donde fue generada originalmente.

Casi cualquier material que tenga elasticidad puede propagar ondas. La propagación toma la forma de un desplazamiento de elementos sucesivos del medio. Si se trata de una sustancia elástica, existirá una fuerza restauradora que tiende a devolver cada elemento del material a su posición original, alrededor del cual continúa oscilando con una amplitud constantemente decreciente.

Así pues, los elementos del material efectuarán distintos movimientos a medida que la onda pase a través de ellos. Cuando la onda pasa a través del material, la fase de la onda o vibración cambia a lo largo del trayecto de transmisión.

2.1.2.1 Tren de Ondas

Se denomina tren de ondas a un grupo corto de vibraciones tales que antes o después del mismo no hay ninguna otra onda. Un grupo tal, se llama habitualmente impulso.

2.1.2.2 Tipos de Ondas

Las ondas pueden ser de varios tipos. Cada uno de estos ocasiona un movimiento específico de los elementos del medio y las trayectorias que estos siguen, según se mueven en la respuesta de la onda se denominan órbitas. Las órbitas pueden ser esencialmente paralelas o normales a la dirección de propagación, denominándose en cada caso, longitudinales o transversales (o de cizalladura). Pueden viajar a una distancia muy corta de la superficie, en cuyo caso se denominan superficiales.

Las ondas pueden describirse también de acuerdo con las variaciones de volumen producidas en el material a través del cual se propagan; si el volumen varía se llaman ondas de dilatación, si no lo hace, se denominan ondas de distorsión. Las ondas de dilatación se denominan irrotacionales debido a la ausencia de elementos de rotación.

Las ondas longitudinales y las de cizalladura pueden ser teóricamente de distorsión o de dilatación, sin embargo un material no siempre puede soportar la propagación de todos los tipos de movimiento ondulatorio.

2.1.2.2.1 Ondas Longitudinales

Existe una onda longitudinal cuando el movimiento de las partículas en el medio es paralelo a la dirección de propagación de la onda. Las ondas longitudinales (L) tienen una velocidad de desplazamiento elevada en la mayoría de los materiales comunes y son de longitudes de onda muy pequeñas en comparación con la superficie de corte del transductor.

Como las ondas longitudinales existen dentro de una sección pequeña de la pieza, pueden o no extenderse a las superficies paralelas a la dirección de propagación. Este tipo de ondas se encuentran representadas en la figura 2.2. Las ondas longitudinales pueden ser originadas dentro de un medio, mediante la vibración de cualquiera de sus superficies, en una dirección normal y con frecuencia ultrasónica.

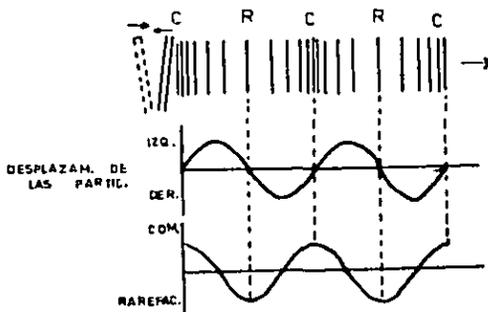


FIG 2.2



Propagación de una onda longitudinal

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

2.1.2.2 Ondas de Cizalladura

En las ondas de cizalladura, el movimiento de las partículas es en la dirección de propagación de la onda. Si el movimiento de la onda es en la dirección X , entonces el desplazamiento de las partículas será en la dirección de Y .

Estas ondas pueden también aparecer en un área limitada o en todo el cuerpo, sin embargo, generalmente se presentan en forma de haz en una pequeña sección de la pieza.

Las ondas S o de cizalladura tienen una velocidad de aproximadamente la mitad de las ondas L por lo que la longitud de onda de las ondas S es mucho más corta que la de las ondas L . La figura 2.3 muestra el movimiento de una partícula en una onda S . Las ondas S se generan aplicando una fuerza cortante a la cara del material.

2.1.2.3 Ondas Superficiales

Son aquellas que se propagan solamente por la superficie del material sin penetrar en él. También se denominan ondas de *Rayleigh*.

La longitud de onda de las ondas superficiales es siempre extremadamente pequeña. Por lo tanto, la placa en la que viajan tiene por lo menos varias longitudes de onda de espesor.

2.1.2.3 Propiedades de las Ondas

2.1.2.3.1 Reflexión entre dos Materiales

Cuando una onda es reflejada, parte de ella pasa a través del medio como tal, y parte vuelve al primer medio, generalmente con un cambio de fase. La característica que determina la cantidad de reflexión se conoce como *Impedancia Acústica Específica* y es el producto de la densidad por la velocidad. Se describe por medio de la siguiente ecuación:

$$R = \rho c \quad \text{Ec. 2.1}$$

Siempre que haya una incidencia normal, la energía es proporcional al cuadrado de la amplitud, por lo tanto:

$$A_r = \frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2} \quad \text{Ec. 2.2}$$

en donde:

$$R_1 = \rho_1 c_1$$

$$R_2 = \rho_2 c_2$$

ρ_1 y ρ_2 = velocidades

A_r = razon entre amplitud reflejada e incidente

Siempre que haya incidencia normal, la energía es proporcional al cuadrado de la amplitud, por lo tanto:

$$R = R_0 \frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \quad \text{Ec 2.3}$$

en donde: R = energía reflejada y

R_0 = energía incidente

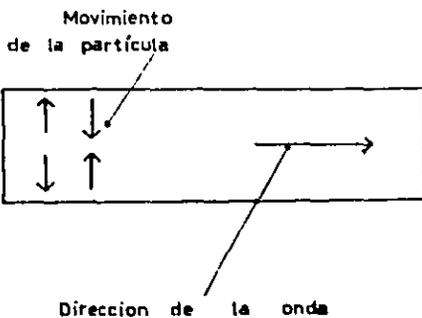


FIG 2.3

	Movimiento de las partículas y direcciones de onda de las ondas de cizalladura.

En el caso de una frontera aire-sólido, prácticamente se reflejará el 100% de la energía. Si los medios tienen la misma impedancia acústica el numerador se convierte en cero y no hay reflexión. Si hay una gran diferencia de impedancia acústica, la relación se acerca a la unidad y la reflexión es total.

2.1.2.3.2 Orientación

Es importante la orientación que tenga la superficie reflectora, ya que representa la proyección de la interfase sobre un plano perpendicular al haz o rayo, la que determina la cantidad de reflexión. Una superficie muy regular puede actuar como un reflector perfecto y alejar el haz, dirigiéndole a determinado ángulo. Las superficies irregulares casi siempre devuelven parte de la energía a lo largo del camino que alcanzó el obstáculo.

Otros factores importantes son la velocidad y la atenuación. La atenuación en un medio depende principalmente de la absorción y dispersión de la onda incidente. La absorción es un resultado de los mecanismos de compresión. La dispersión ocurre cuando el objeto es irradiado y éste vibra de acuerdo con la onda incidente y hay interferencia entre la onda incidente y las vibraciones del objetivo.

2.1.2.3.3 Refracción

Cuando el haz no es perpendicular a un reflector especular se refleja mayor cantidad de energía y es menor la cantidad transmitida, pero la porción reflejada se pierde debido a que no está dirigida hacia el transductor. La porción que es transmitida continuará en una dirección levemente alterada debido a la refracción.

Los ángulos de incidencia y de refracción se relacionan con la siguiente fórmula:

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

en donde:

θ_1 = ángulo de incidencia

θ_2 = ángulo de refracción

c_1 = velocidad en el primer medio

c_2 = velocidad en el segundo medio

Cuando éstos ángulos son pequeños, puede aproximarse la magnitud de

θ_1 con la de $\sin\theta_1$, y la de θ_2 con la de $\sin\theta_2$

Esto implica que los ángulos con magnitud pequeña serán ampliados.

La reflexión total ocurre para valores mayores e iguales a 90 grados. Siendo descritos por:

$$\sin\theta_1 = \frac{c_1}{c_2}$$

2.1.2.3.4 Difracción

Una onda que pasa por el borde de un objeto tiene una tendencia a torcerse hacia y al rededor de él. Esta desviación recibe el nombre de difracción.

2.1.2.3.5 Dispersión Difusa

Tiene lugar cuando el haz choca contra reflectores muy pequeños y los diferentes rayos del haz se reflejan igualmente en todas direcciones.

2.1.2.3.6 Velocidad

Velocidad de Fase:

Se refiere a la velocidad con la que se propaga una fase a lo largo de una onda. Es una condición que existe a lo largo de la línea de propagación de la onda y sobrepuesta a la misma.

Velocidad de grupo

Es una denominación utilizada para definir la velocidad con la cual se propaga la envolvente de una onda modulada en amplitud. Para que exista tal condición, la frecuencia de la portadora deberá ser alta. Las velocidades de fase y grupo pueden tener o no valores iguales. Cuando la velocidad de fase es igual a la de grupo, se dice que el material por el cual viajan las ondas es *no dispersivo*, si las velocidades son distintas, el material se denomina *dispersivo*.

Un material es dispersivo cuando las señales de distintas frecuencias viajan a distintas velocidades, y la *velocidad real* de una señal en particular es su *velocidad de desplazamiento*.

2.1.2.3.7 Superposición

La misma sección de un medio puede transmitir una cantidad de ondas distintas a un tiempo que no interfieran entre sí su movimiento y que viajan individualmente.

2.1.2.4 Efectos

2.1.2.4.1 El Efecto Doppler

La frecuencia de una fuente de energía parece variar cuando la fuente o el receptor se mueven uno respecto del otro. Este cambio de frecuencia se denomina cambio de frecuencia *Doppler* o *Efecto Doppler* y se rige por la fórmula general:

$$\text{cambio de frecuencia Doppler} = \frac{2fv \cos \alpha}{c}$$

en donde

f = frecuencia de emisión

v = velocidad de movimiento

α = ángulo entre el haz y la dirección del movimiento del reflector

c = velocidad de propagación.

Como puede inferirse de la fórmula, la variación Doppler es mayor cuanto mas agudo es el ángulo, y cuando es de 90 grados, no se aprecia diferencia.

2.1.2.4.2 Transmisión angular

Cuando se transmite energía dentro de un medio con cierto ángulo con respecto a la superficie, siempre deberá ser transmitido a través de un medio de acoplamiento.

El material que forma el ángulo puede ser gas, líquido o sólido en tanto que el medio en el que pasa la energía sea diferente, pues si no se cumple con dicho requisito, se considera que la transmisión es perpendicular a la superficie.

Los factores que deben tomarse en consideración al escoger un instrumento son los siguientes:

1. Cuál será la utilización de los datos que genera la medición. Eso genera discernimientos respecto a la precisión, el número de puntos dados, etc, cuando no se dan otras especificaciones.
2. La precisión que se requiere. En general, la precisión se da como un porcentaje de la desviación del valor indicado con relación al valor real, cuando se mide en escala completa.

3. La impedancia de entrada del instrumento de medición debe ser suficientemente alta para que la señal medida no se vea afectada por la carga del instrumento. Como expresión aproximada para la impedancia de entrada del medidor (Z_m) que se necesita para obtener una precisión de A por ciento, se tiene:

$$Z_m = Z_o \frac{100}{A}$$

donde Z_o es igual a la impedancia de salida del circuito que se va a medir. (en ohms).

4. El ancho de banda de respuesta de frecuencia del instrumento de medición debe ser suficientemente grande para que los componentes de frecuencia de la señal que se van a medir no se vean atenuados. Generalmente, la precisión solo puede garantizarse para un cierto ancho de banda.
5. La sensibilidad básica se debe tomar en consideración al escoger un instrumento. Algunos medidores son inherentemente sensibles a los valores promedio; otros, al valor de calentamiento, y otros más al valor de pico.
6. La resolución del instrumento tiene que ser compatible con las necesidades de la medición.

2.1.3 Amplificadores Operacionales en la Instrumentación

El amplificador operacional se utiliza mucho en la instrumentación como bloque de construcción para los amplificadores de instrumentación. La característica esencial de un amplificador de instrumentación es la ganancia alta, una resistencia elevada de entrada, baja compensación y una razón elevada de rechazo de modo común.

La ganancia elevada es para que el amplificador sea sensible a las señales de amplitud muy baja. La carga mínima en la fuente de señal requiere una resistencia de entrada elevada. La baja compensación es necesaria para la precisión de la medición que se realiza. Se requiere un valor alto de $CMRR$ para asegurar que solo se amplifique la entrada diferencial y se atenúe considerablemente la señal de modo común. La señal de entrada diferencial se deriva, en general de un transductor.

2.1.3.1 Compensación de Frecuencias

la ganancia de lazo abierto es, en general de 100 dB y cae a la ganancia unitaria (0dB) a una frecuencia denominada de cruce (f_c). La respuesta de frecuencia de lazo abierto de un amplificador operacional típico se muestra en la figura 2.5.

Se puede ver que la ganancia de lazo abierto a muy bajas frecuencias es de 100 dB. El punto de ruptura de baja frecuencia f_l es de aproximadamente 100 Hz y la frecuencia de cruce es de 10 MHz.

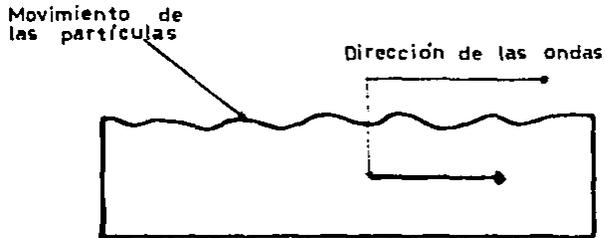


FIG 2,4

	Ondas superficiales viajando sobre una placa

El amplificador operacional no se utiliza normalmente en la modalidad de lazo abierto, sino que, en lugar de ello se emplea en un circuito de realimentación negativa. En la figura 2.5 b se puede ver la curva de un amplificador con realimentación. La respuesta es plana durante más de 1 MHz. Por lo tanto se obtiene una mejora en el ancho de banda. La compensación en frecuencia se utiliza para evitar que los amplificadores oscilen. Esta se logra comúnmente conectando una red RC o un capacitor entre las terminales de compensación del amplificador operacional.

2.1.3.2 Compensación de Offset

De un modo ideal, sin una tensión de entrada aplicada a un amplificador operacional, la tensión de salida es cero. En un amplificador práctico, la salida está en la gama de unos cuantos microvolts a varios milivolts para una señal de entrada cero. Esta tensión se deriva de las diferencias entre los componentes internos y el efecto se explica en función de un voltaje de entrada de apagado (V_{io}). Debido a éste V_{io} se dice que la salida contiene una tensión de error.

2.1.3.3 El Amplificador Logarítmico

Este tipo de amplificadores utilizan una relación volt- ampere no lineal en la propia juntura $P-N$ dada por la siguiente ecuación:

$$i_f = I_0 \left(e^{\frac{v_f}{\eta V_T}} - 1 \right)$$

en donde:

I_0 = corriente inversa de saturación y

$\eta = 2$ para corrientes pequeñas en dispositivos de silicio

$V_T = \frac{T}{11000}$ volta donde T esta en grados Kelvin

La relación en términos logarítmicos estará expresada como:

$$\ln i_f = \ln I_0 + \frac{v_f}{\eta V_T}$$

$$v_f = \eta V_T (\ln i_f - \ln I_0)$$

Si ignoramos los efectos de temperatura,

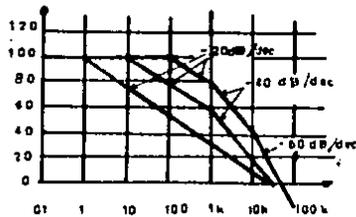
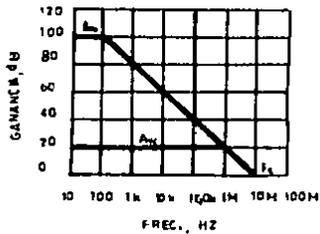
ηV_T e I_0 pueden ser considerados constantes

Si se coloca un diodo en la retroalimentación del operacional, la relación entre las tensiones de salida y entrada será una función logarítmica.

$$e_0 = \eta v \left(\ln \frac{e_f}{R_1} - \ln I_0 \right)$$

(Ver la figura 2.5 c)

En la práctica, la tensión de salida es dependiente de la temperatura. La compensación de los efectos de temperatura se puede lograr agregando un resistor y un termistor al amplificador logarítmico básico, como se puede ver en la figura 2.4 d.



Respuestas de frecuencia de un

amplificador

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

Un valor común para el coeficiente de temperatura del termistor es 0.3%/grado centígrado, con lo cual el resistor $R1$ se escoge aproximadamente 15 veces el valor de la resistencia en frío del termistor.

2.1.3.4 El Amplificador Diferencial

Este amplificador da una tensión a la salida que es proporcional a la diferencia entre las señales de entrada inversora y no inversora. Para el montaje de la figura 2.6, la tensión de salida está dada por:

$$V_0 = (V_2 - V_1) \frac{R_f}{R_1}$$

2.1.3.4.1 Señales de Modo Común y Modo Diferencial

En general, las señales de entrada a un amplificador diferencial contienen dos componentes: una señal en modalidad común y otra en modalidad de diferencia. La tensión de la señal de modo común V_c es el promedio de las dos señales de entrada:

$$V_1 \text{ y } V_2: V_c = \frac{(V_1 + V_2)}{2}$$

La señal diferencial V_d es la diferencia entre las dos entradas:

$$V_d = V_1 - V_2$$

De modo ideal, un amplificador afecta solo a las señales de modo diferencial. Sin embargo, la señal de modo común se amplifica también hasta un cierto punto. La razón de rechazo de modo común $CMRR$ diferencial a la ganancia de tensión de la señal de modo común y es una cifra de mérito para los operacionales. Cuanto mayor sea el $CMRR$, mejor será el rendimiento.

2.1.3.4.2 El Amplificador Diferencial en Acoplamiento Directo

Son aquellos que amplifican la diferencia entre dos señales y las entradas están directamente acopladas. Otros nombres para este tipo de amplificador son: Amplificador de transductor, amplificador de puente, amplificador de datos, amplificador de instrumentación y amplificador de error. Pueden realizarse fácilmente usando uno o más operacionales con retroalimentación lineal. Las características de este tipo de amplificadores se mencionaron en secciones anteriores.

En la figura 2.7, se muestra un amplificador diferencial acoplado con un solo operacional. Este circuito tiene la virtud de ser muy simple, pues utiliza un solo operacional y 4 resistencias combinadas. La presencia de una tensión de modo común (e_{cm}) y una tensión diferencial ($e_2 - e_1$) es una característica de la mayoría de los transductores. Si se supone que el

amplificador es ideal se tendrá:

$$e_3 = (e_{o1} + e_2) \frac{R_4}{R_3 + R_4}$$

$$\frac{e_{o1} + e_2 - e_3}{R_1} = \frac{e_3 - e_0}{R_2}$$

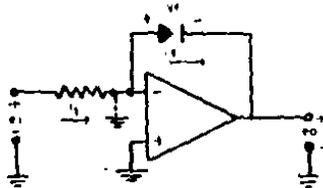


FIG
2.5c

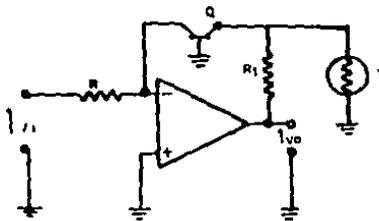


FIG
2.5d



Montaje del amplificador logarítmico

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

combinando las relaciones anteriores, obtendremos:

$$e_0 = e_{om} \frac{R_4 R_2 + R_4 R_1 - R_2 R_3 - R_2 R_4}{R_1 (R_3 + R_4)} - e_1 \frac{R_2}{R_1} + \frac{R_4 (1 + \frac{R_2}{R_1}) e_2}{R_3 (1 + \frac{R_4}{R_3})}$$

Si:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$$

La ecuación anterior se reduce a :

$$e_0 = \frac{R_2}{R_1} (e_2 - e_1)$$

$$\frac{R_2}{R_1} \text{ y } \frac{R_4}{R_3}$$

deben ser combinadas con mucho cuidado para asegurar un rechazo de las señales de modo común.

2.1.4 Filtros

Un filtro puede ser definido como un dispositivo que se coloca en las terminales de un circuito eléctrico para modificar las componentes de frecuencia de una señal.

Los filtros se pueden clasificar de distintas maneras: Por la forma de respuesta, por el tipo de filtro (LC, cristal, activo, digital) y por la gama de frecuencia.

2.1.4.1 Forma de Respuesta

Se clasifican en cuatro categorías:

1. **Filtros pasabajos** : permiten el paso de las componentes de baja frecuencia (por lo común desde corriente continua hasta la frecuencia de corte) Esta frecuencia de corte está especificada y a partir de ésta y por encima de ella presentarán una alta atenuación.
2. **Filtros pasaltos** : rechazan las frecuencias que van desde corriente directa hasta una frecuencia de corte y dejan pasar las componentes por encima de este punto de corte.
3. **Filtros pasabandas** : dejan pasar las frecuencias que se encuentran dentro de una banda dada y rechazan los componentes de fuera de esa

banda.

4. **Filtros de rechazo de banda** : suprimen las frecuencias que estan dentro de una banda determinada y dejan pasar los componentes de fuera de dicha banda.

Las condiciones descritas son, por supuesto, ideales. En la realidad hay una región de transición entre el paso de banda y la región de alta atenuación. En la figura 2.8 se muestran las curvas características de cada tipo de filtro.

2.1.4.1.1 Parámetros Básicos

Frecuencia de Corte : Es la línea que define el límite del paso de banda y comunmente corresponde a 3dB de atenuación. Los filtros pasabajos y pasabajos tienen solo una frecuencia de corte en tanto que los de paso y de rechazo de banda tienen dos.

Frecuencia central F_0 : Los filtros pasabanda son geoméricamente simétricos, es decir, hay simetría en torno a una frecuencia central cuando se traza en un papel para gráficas lineales logarítmicas con la frecuencia en el eje logarítmico.

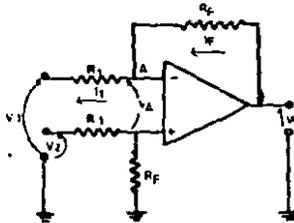


FIG 2.6

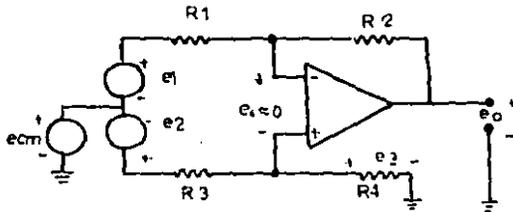


FIG 2.7



Montajes de Amplificador diferencial

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

La frecuencia central se puede calcular por medio de la siguiente ecuación:

$$F_0 = F_1 F_2$$

donde F_1 es la frecuencia de corte inferior y F_2 es la frecuencia de corte superior, como se ve en la figura 2.8.

Para filtros estrechos, donde la relación de F_2 a F_1 es menor que 1.1, la forma de respuesta asemeja una simetría aritmética y F_0 se puede calcular de la siguiente manera.

$$F_0 = \frac{F_1 + F_2}{F_2}$$

La frecuencia de supresión de banda F_s es un parámetro de los filtros pasabanda y el filtro de supresión de banda. Esta es la frecuencia a la que se especifica la atenuación mínima que se requiere.

Factor de Selectividad Q : Q_0 es la razón de la frecuencia central de un filtro pasabanda al ancho de banda de 3 dB. Si F_1 y F_2 corresponden al punto inferior y superior de 3 dB, el factor de selectividad se podrá expresar de la siguiente manera:

$$Q_0 = \frac{F_0}{F_2 - F_1}$$

2.1.4.2 Análisis de los tipos de Filtros

Los filtros consisten principalmente de reactancias, las cuales pueden adoptar diversas formas físicas tales como bobinas, capacitores, cristales y resonancias mecánicas. Los amplificadores se combinan como resistores y capacitores en los filtros activos. El tipo de elemento de filtro que se elige, depende de los parámetros básicos ya que cada forma de realización tiene sus limitaciones.

En la figura 2.9 se muestran las gamas de frecuencias de operación para los distintos tipos de filtros.

2.1.4.2.1 Filtros LC

Los filtros que constan de inductores y capacitores se utilizan desde corriente continua hasta unos cientos de MHz. Las aplicaciones de UHF no son prácticas debido a las dificultades que surgen de las inductancias parásitas. Los filtros de frecuencias muy bajas usan valores altos de inductancia y capacitancia que exigen componentes prohibitivamente grandes. Por lo tanto, los filtros LC se limitan a una gama aproximada de 100 Hz a 300 MHz.

Los inductores no son puramente reactivos ya que están presentes

componentes resistivos debidos a pérdidas en los núcleos magnéticos y en los devanados,

La razón del componente reactivo al resistivo en serie de los inductores es el factor de calidad Q_c del inductor.

$$Q_c = \frac{X_l}{R_{ca} + R_{cc}}$$

en donde:

R_{ca} = pérdida de ca en el núcleo.

R_{cc} = resistencia del devanado

X_l = resistencia inductiva

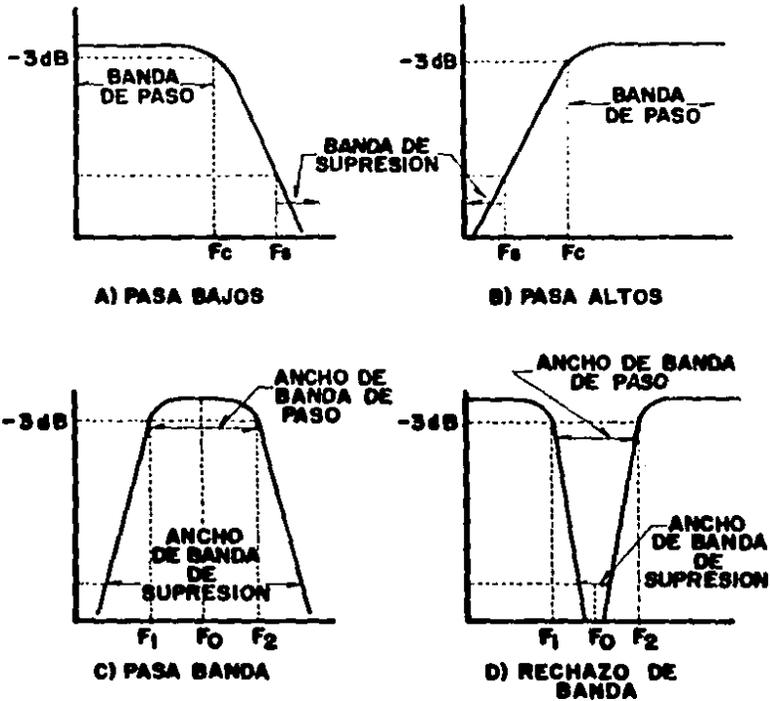


Figura 2.8



Curvas Características de los Filtros

El Q_c del inductor debe ser mucho mayor que el factor de selectividad del filtro para poder construir filtros pasabanda satisfactorios. En general, cuanto más complejo sea el filtro, tanto más alto deberá ser el valor de Q_c requerido del inductor para que el rendimiento sea satisfactorio. Se pueden obtener valores de Q de bobina hasta de 600 en la gama de unos cientos de KHz, utilizando núcleos de ferrita. Fuera de esta gama, los Q disponibles disminuyen.

2.1.4.2.2 Filtros Activos

Se pueden construir con facilidad filtros activos para uso dentro de la gama de corriente continua hasta 500 KHz, con amplificadores operacionales, resistores y capacitores ordinarios.

El elemento activo, en este caso, el amplificador, en las redes activas debe permitir la existencia de polos (raíces) complejas en el semiplano izquierdo utilizando solo resistencias y capacitores como elementos pasivos. El amplificador operacional permite utilizar valores razonables de resistencias y capacitores con frecuencias tan bajas como millihz. Además de tener impedancias de salida bajas, existe un cierto aislamiento entre las etapas individuales y de este modo, pueden diseñarse y sintonizarse las etapas por separado, teniendo una interacción mínima.

Los filtros activos tienen ciertas características propias que los distinguen de los pasivos. Por ejemplo, los filtros activos tienen casi siempre entradas y salidas unipolares y por lo tanto no están "flotantes" con respecto a la fuente de poder del sistema o a la masa, como lo está una red pasiva RLC.

Los amplificadores utilizados como elementos activos tienen una excursión de entrada limitada de tensiones de entrada y salida y una capacidad de corriente de salida de unos cuantos milliamperes.

La salida de los filtros activos construidos con operacionales tienen una tensión de offset que varía con las condiciones ambientales y con los cambios de temperatura. Esta tensión puede ir desde unos cuantos microvolts hasta varios cientos de milivolts, como se mencionó en la sección de amplificadores operacionales.

Los filtros activos pueden darnos excelentes capacidades de aislamiento, esto es, una alta impedancia de entrada que puede ir desde unos cuantos Kohms hasta varios miles de Megaohms. Se pueden tener anchos de banda de ganancia unitaria tan grandes como 100 MHz y esto permite diseños de filtros en la vecindad de 1 MHz. Se pueden lograr hasta de 1 mHz aunque resultan circuitos un poco aparatosos debido a que requieren tamaños grandes de capacitor. Los filtros activos pueden tener ganancias de alrededor de 40 dB en filtros de baja frecuencia y de baja Q .

La principal ventaja de los filtros activos es su bajo peso y pequeño tamaño en aplicaciones de baja frecuencia.

Pueden obtenerse todo tipo de respuestas: los viejos estándares como los Butterworth, Tchebyshev y Bessel, pasabandas y otras respuestas, dependiendo de su aplicación.

La gama de selectividades para los filtros activos varía desde 1 Q hasta unos cientos. Sin embargo, las redes de alta Q capaces de mantener estabilidad frente a variaciones de temperatura, temporales, de tensión y frecuencia, requieren resistencias y capacitores más caros y más amplificadores operacionales que los filtros de Q más baja.

Se pueden construir filtros activos con tecnología microelectrónica cuando se combinan redes RC depositadas en amplificadores operacionales integrados.

2.1.4.2.3 Filtros de Cristal

Los resonadores de cristal de cuarzo tienen un circuito equivalente como el que se muestra en la figura 2.10. El Q del circuito puede ser hasta de 1000,000. Puesto que pueden lograrse muy altos valores de selectividad los cristales son elementos de filtros casi perfectos. Los filtros de cristal tienen también una alta estabilidad, puesto que los parámetros del cuarzo permanecen esencialmente constantes con el tiempo y la temperatura.

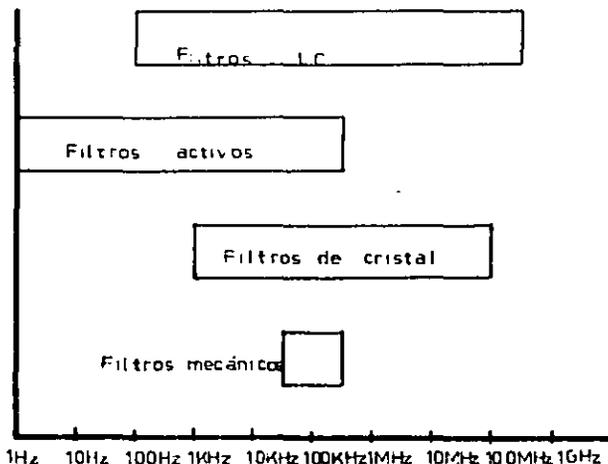


FIG. 2.9



Gamas de frecuencias de operación

para los distintos tipos de filtros

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS



FIGURA 2.10



Circuito Equivalente del Cristal

El circuito de la figura 2.10 muestra frecuencias resonantes en serie y en paralelo extremadamente cercanas unas con otras. La gama de frecuencias obtenibles se limita por las restricciones mecánicas en la fabricación de los cristales por debajo de 1 KHz, ya que el elemento de cuarzo se vuelve demasiado grande. Por encima de 100 MHz, el cristal se hace demasiado pequeño para poder controlarlo en su fabricación.

Los cristales se limitan a una gama estrecha de valores de L y C en el circuito equivalente. Debido a la configuración del circuito equivalente, las limitaciones de los valores y diversas consideraciones económicas, los cristales solo son convenientes como elementos de filtros cuando se requieren valores muy altos de Q y una gran estabilidad de filtros pasabanda con porcentajes muy estrechos de ancho de banda.

2.1.4.2.4 Filtros Mecánicos

Un filtro mecánico acepta una señal eléctrica, la convierte en vibraciones mecánicas con un transductor, aplica esas vibraciones a una serie de discos interconectados y vuelve a convertir las vibraciones en señal eléctrica a la salida. Mediante el diseño apropiado de los discos metálicos se pueden obtener resonancias mecánicas de Q alto, de modo que cada disco sea el equivalente mecánico de resonancias eléctricas. Puesto que los discos se acoplan mecánicamente, la señal de entrada se ve afectada por la respuesta de cada disco al pasar por los transductores de entrada y salida.

Los filtros mecánicos son más apropiados para filtros pasabanda de banda estrecha en la gama de frecuencias de 50 a 500 KHz. Se pueden obtener valores de Q de pasabandas hasta de 1000 con una buena estabilidad de frecuencia.

Una de las principales desventajas de los filtros mecánicos es la pérdida por inserción, la cual se debe principalmente a la ineficiencia de los transductores de entrada y salida.

2.1.4.2.5 Filtros Digitales

Un filtro digital, al igual que uno analógico, puede ser representado como una red que comprende una colección de elementos interconectados. El análisis de un filtro digital es el proceso de determinar la respuesta de la red de filtrado ante una cierta excitación. El diseño de un filtro digital consiste en sintetizar e implementar una red de filtrado de tal forma que una serie de excitaciones prestablecidas resulten en una serie de respuestas deseadas.

Los elementos básicos de un filtro digital son: el retardo unitario, el sumador y el multiplicador. Los filtros digitales son conjuntos de retardadores de unidad, sumadores y multiplicadores interconectados entre sí. Su implementación puede asumir varias formas, dependiendo de la representación de las señales procesadas. Si las señales son secuencias de números binarios, el retardo unitario puede estar en la forma de un registro de

corrimento, mientras que el sumador y multiplicador serán redes secuenciales o combinatoriales de compuertas *nand* y *nor*. Existen filtros recursivos y no recursivos.

Los filtros no recursivos son aquellos que pueden ser representados por una ecuación de diferencias de orden N siendo N el orden del filtro.

Los filtros recursivos proporcionan una respuesta que es una función de los elementos de excitación a demás de la secuencia de respuesta. La respuesta presente es una función de los valores presentes N de la excitación así como de los valores N pasados de la respuesta. Un filtro del primer tipo puede tener retardos de fase constantes sobre toda la banda de base.

Los filtros recursivos se pueden diseñar para obtener altas selectividades, en tanto que los filtros no recursivos pueden diseñarse para obtener retardos constantes así como especificaciones de pérdidas predecibles.

2.2 Principios Médicos

2.2.1 Introducción

Para obtener medidas válidas del ser humano vivo, es necesario tener algún conocimiento del sujeto sobre el cual se realizan las medidas. En el organismo humano, se pueden encontrar sistemas eléctricos, mecánicos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, químicos y de otros diversos tipos, cada uno de los cuales se comunica con un medio externo, e internamente con los otros sistemas del organismo. Estos sistemas individuales se organizan para realizar muchas funciones complejas por medio de un sistema de control y una red de comunicaciones multinivel. Mediante el funcionamiento integral de todos éstos sistemas y sus distintos subsistemas el hombre es capaz de subsistir, aprende a realizar tareas útiles, adquirir unos rasgos de personalidad, etc.

Las medidas se pueden realizar en los distintos niveles de organización jerárquica del hombre. En la jerarquía de organización, lo que sigue al conjunto del ser son los sistemas funcionales principales que incluyen el sistema nervioso, el sistema cardiovascular, el sistema pulmonar, etc. Cada sistema principal se comunica con su entorno.

Estos sistemas funcionales se pueden desglosar en subsistemas y órganos que, a su vez, se pueden dividir en unidades más y más pequeñas. La meta principal de la instrumentación biomédica es hacer posible la medida de la información comunicada por los diversos elementos.

2.2.2 El sistema Cardiovascular

Para un ingeniero, el sistema cardiovascular puede verse como un sistema hidráulico cerrado, con una bomba de cuatro cámaras conectada a tubos flexibles y a veces elásticos (los vasos sanguíneos). En algunos puntos del sistema (arterias y arteriolas), los tubos varían su diámetro para controlar la presión del fluido. Los depósitos del sistema (venas) cambian su volumen y características para satisfacer ciertas necesidades de control, y un sistema de puertas y resistencias hidráulicas variables (vasoconstrictoras y vasodilatadoras) cambia continuamente la forma del flujo del fluido. La bomba de cuatro cámaras actúa como dos bombas de dos etapas sincronizadas pero aisladas funcionalmente. La primera etapa de cada bomba (la aurícula) recoge el fluido (la sangre) del sistema y lo bombea a la segunda etapa (el ventrículo). La acción de la segunda etapa está temporizada de tal modo que el fluido se bombea hacia el sistema inmediatamente después de que haya sido recibido de la primera etapa. Una de las bombas de dos etapas (la parte derecha del corazón) recoge el fluido del sistema hidráulico principal (circulación mayor) y lo bombea hacia un sistema de oxigenación (los pulmones). La otra bomba (la parte izquierda del corazón) recibe el fluido del sistema y lo bombea hacia el sistema hidráulico principal.

La velocidad de la bomba (ritmo cardíaco) y su eficiencia (volumen de

embolada) cambian constantemente para cubrir las necesidades globales del sistema. El fluido, que fluye de modo laminar, actúa como una red de comunicación y alimentación en todos los puntos del sistema. Los portadores (glóbulos rojos) de alimentos y combustibles y los materiales de desecho son transportados por el fluido hacia puntos predeterminados. El fluido contiene a demás mecanismos para reparar las pequeñas perforaciones en el sistema y para rechazar elementos extraños al mismo (plaquetas y glóbulos blancos). Los sensores que permiten detectar cambios en las necesidades de alimentos, la acumulación de materiales de desecho y presiones en el sistema que exceden las tolerancias se conocen como quimiorreceptores y barorreceptores, respectivamente. Estos y otros mecanismos controlan la velocidad y eficiencia de la bomba, la forma del fluido a través del sistema, el diámetro de los tubos y otros factores. Dado que parte del sistema necesita trabajar a veces contra la gravedad, hay válvulas unidireccionales que evitan que la gravedad arrastre el fluido en dirección contraria al flujo en medio de los ciclos de bombeo.

Las variables más importantes en éste sistema son: el gasto cardiaco, la presión de bombeo, la velocidad de flujo y el volumen de fluido en distintos puntos del sistema.

2.2.2.1 El Corazón

El corazón es un órgano muscular hueco, situado en la parte media de la cavidad torácica entre los dos pulmones y por encima del diafragma. Es de tamaño aproximado al de un puño, tiene la forma de un cono aplanado y está de tal manera suspendido por los grandes vasos que el extremo más ancho o base, mira hacia arriba, atrás y a la derecha. El extremo delgado o ápex señala hacia abajo, adelante y a la izquierda. Tal como está colocado en el organismo, el corazón tiene una posición oblicua y el lado derecho está casi enfrente del izquierdo.

El impulso del corazón contra la pared torácica se siente entre el espacio intercostal entre la quinta y sexta costilla. (figura 2.11).

Pericardio

El corazón está cubierto por un saco membranoso llamado pericardio. Consta de dos partes: una porción fibrosa externa, y una porción serosa interna.

1. El pericardio fibroso externo está compuesto por tejidos fibrosos y se inserta por su borde superior a los grandes vasos que emergen del corazón a los cuales forma una cubierta por una distancia de 3.5 a 4 cm. y termina por fundirse con una de sus propias vainas. El borde inferior se adhiere al diafragma; la cara anterior está unida al esternón.
2. La parte serosa interna del pericardio forma un saco completamente cerrado; rodea al corazón y tapiza al pericardio fibroso. Sin embargo, el corazón no se encuentra en el interior de la cavidad del saco cerrado. (ver fig. 2.12). La parte del pericardio seroso que lo tapiza y está

íntimamente adherida al corazón se llama porción visceral; la parte restante del pericardio seroso que lo tapiza al fibroso se llama porción parietal.

Endocardio

La túnica interna del corazón es una membrana delgada y transparente que recubre por dentro las cavidades cardíacas. Cubre las válvulas, rodea las cuerdas tendinosas y se continúa con la membrana de revestimiento de los grandes vasos.

Miocardio

La masa muscular que forma la parte principal del corazón se llama miocardio. Este tejido comprende los haces musculares de:

1. la aurícula
2. Los ventrículos
3. El haz de His o auriculoventricular

Los haces principales de las aurículas irradian el área que rodea el orificio de desembocadura de la vena cava superior. Uno de los haces, el interauricular, conecta las caras anteriores de las dos aurículas.

Los haces musculares de los ventrículos empiezan en los anillos fibrosos auriculoventriculares. Forman haces en forma de U cuya asa se dirige a la punta del corazón. El tejido muscular de la aurícula no se continúa con el de los ventrículos. Las paredes se unen por medio de tejido fibroso y el haz auriculoventricular.

Las cavidades del corazón

El corazón se divide en dos mitades, derecha e izquierda, por medio de una pared muscular el tabique interventricular que se extiende desde la base de los ventrículos hasta la punta del corazón; con frecuencia se llama *corazón izquierdo y corazón derecho*.

FIGURA 2.11

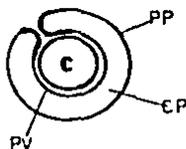
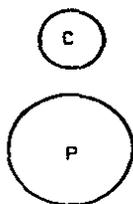


FIG. 2.12



Fig. 2.11 Localización del corazón

2.12 Esquema del corazón y el pericardio seroso.

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Los dos lados del corazón no se comunican entre sí desde el nacimiento. El lado derecho contiene sangre venosa, y el lado izquierdo, sangre arterial. Cada mitad se subdivide en dos cavidades: la superior, llamada aurícula y la inferior llamada ventrículo. Las paredes de las aurículas son más delgadas que las de los ventrículos; la pared del ventrículo derecho es más delgada que la del ventrículo izquierdo. (ver figura 2.13)

Hay cuatro válvulas en el corazón humano. La válvula entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho se conoce como *tricúspide*. La válvula entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar se denomina *semilunar* haciendo referencia a su forma. Consiste también de tres hojas. (fig 2.14)

La sangre que regresa de los pulmones debe pasar por la aurícula izquierda, y la válvula *mítral*, conocida también como *bicúspide*, al ventrículo izquierdo.

La última válvula es la *aórtica*, su forma es similar a la de la pulmonar y su función es la prevención de la regurgitación de la sangre de la aorta de regreso al ventrículo izquierdo.

El corazón puede funcionar como bomba debido a su capacidad de contracción frente a un estímulo eléctrico. Cuando se recibe una señal eléctrica de disparo, el corazón se contrae comenzando en la aurícula, que sufrirá una contracción ligera de tipo estremecimiento. Una fracción de segundo después, los ventrículos empiezan a contraerse de abajo hacia arriba. La relajación ventricular se conoce como *diástole*. Las bombas cardíacas de un adulto en reposo, bombean aproximadamente de 3 a 5 litros por minuto. Este dato se conoce como volumen de salida y se define como el producto del ritmo cardíaco en latidos por minuto y el volumen de sangre que sale de los ventrículos durante la *sístole*.

2.2.2.2 Bioelectricidad

Los potenciales iónicos se forman en ciertas células del cuerpo humano debido a las diferencias de concentración de ciertos iones químicos, entre los cuales los más importantes son el sodio (Na), cloro (Cl) y el potasio (K).

La pared celular tiene una pared semipermeable. La permeabilidad es una medida de la habilidad de una membrana para que pasen a través de ella ciertos iones. En el caso de una membrana semipermeable, es un proceso selectivo que permite a ciertos iones el paso en tanto que a otros no. Así pues, una membrana de este tipo no permite la difusión libre de todos los iones, sino solamente de un número limitado de ellos. Se cree que este fenómeno tiene que ver con las diferencias en tamaño de los iones, sus cargas eléctricas y otros factores. El resultado es que las membranas celulares en reposo tienden a ser más permeables a ciertos tipos de iones que otros. Dado que los distintos iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo con la concentración así como con la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana acarrea dos consecuencias:

En primer lugar, la concentración de iones de sodio en el interior de las células hace que sea mucho menor que en el líquido externo. Puesto que los iones de sodio son positivos, esto tendrá que hacer al exterior de la célula más positivo que el interior. En un segundo intento de equilibrar la carga eléctrica entrarán en la célula iones de potasio adicionales que también son positivos, produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, éste equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones de potasio más alta en el interior que en el exterior.

Este potencial de membrana se denomina *potencial de reposo* de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio. Dado que la medida del potencial de membrana se hace por lo general en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo.

Se han registrado potenciales de membrana en distintas células, oscilando entre -60 y -100 mV. La figura 2.15 muestra en forma simplificada la sección transversal de una célula con su potencial de reposo. Una célula en estado de reposo se dice que está polarizada.

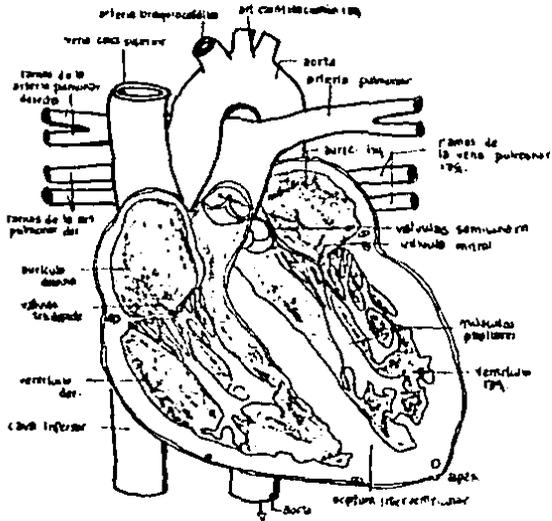


FIG 2.14



Corte transversal del corazón humano.

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

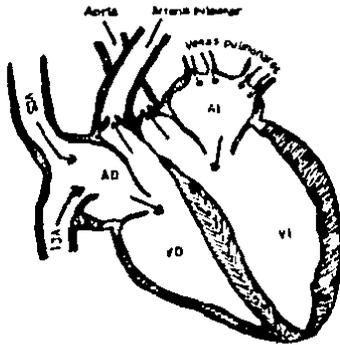


FIG 2.13

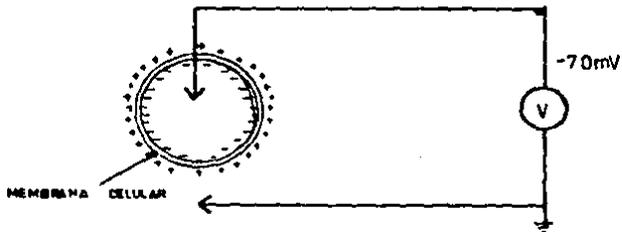


FIG.2.15



2.13 Cámaras del corazón

2.15 Celula polarizada

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de una corriente iónica o mediante algún tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones de sodio. Este movimiento de iones de sodio hacia el interior de la célula constituye un flujo de corriente iónica que reduce más la barrera de la membrana a los iones de sodio. El resultado neto es un efecto de avalancha en el que los iones de sodio se precipitan literalmente en el interior de la célula intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones de potasio que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo, intentan salir pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones de sodio. Como resultado de ello la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de los iones de potasio.

Este potencial se conoce con el nombre de *potencial de acción* y es de aproximadamente 20mV positivo. Una célula que ha sido excitada y presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada; el proceso de cambio desde ese estado de reposo al de potencial de acción se denomina despolarización. La figura 2.17 muestra la sección de una célula despolarizada.

Una vez que ha cesado la avalancha de iones de sodio a través de la membrana celular, desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera de iones de sodio y la membrana vuelve a la situación original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nuevo el paso de iones de sodio desde el exterior al interior de la célula. Mediante un proceso activo denominado *bomba de sodio* los iones de sodio son transportados rápidamente al exterior de la célula y ésta queda polarizada de nuevo, adquiriendo un potencial de reposo. Este proceso se denomina repolarización.

La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula. En la figura 2.18 se muestra la forma de onda de un potencial de acción típico, comenzando en el potencial de reposo, despolarización y volviendo al potencial de reposo después de la repolarización. La escala de tiempos para el potencial de acción depende del tipo de célula que produce el potencial.

2.2.2.3 El Sistema de Electroconducción del Corazón

El sistema de conducción del corazón (figura 2.19) consiste de una estructura llamada nodo senoauricular, Haz de His, nodo auriculoventricular (A-V), un tejido llamado ramas del Haz y estructuras adicionales que forman la red de Purkinje.

El nodo senoauricular (S-A) sirve de marcapaso y da la señal de disparo. Es un pequeño grupo de células localizadas en la pared posterior de la aurícula derecha, justo bajo el punto donde se encuentra la vena cava superior. El nodo SA dispara impulsos eléctricos a través del mecanismo bioeléctrico que

se describió en la sección anterior. Es capaz de autoexcitarse, pero está bajo el control del sistema nervioso central de tal forma que el ritmo cardiaco se ajusta automáticamente de acuerdo con las necesidades.

Cuando el nodo SA descarga un pulso, la corriente eléctrica se esparce a través de la aurícula (s) y provoca que se contraigan. La sangre de las aurículas es forzada por la concentración a través de las válvulas a los ventrículos.

Hay una banda de tejido especial entre el nodo AV y el nodo SA, en el cual la velocidad de propagación es más rápida que en el tejido auricular, en el orden de 45 cm/s.

No sería deseable que los ventrículos se contrajeran en respuesta a un potencial de acción antes que la aurícula hubiese vaciado su contenido. Se necesita un retardo. Así pues, para prevenir que esto ocurra, está el nodo AV. A 45 cm/s., el potencial de acción llegará al nodo AV en 30 a 40 milisegundos después de que el nodo SA descarga, pero pasarán otros 110 mseg. antes de que el pulso sea transmitido por el nodo AV. Así pues, el nodo AV actúa como un dispositivo o línea de retardo al avance del potencial de acción en el sistema interno de electroconducción hasta los ventrículos.

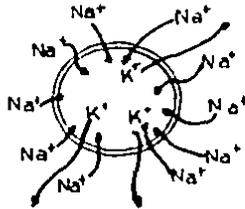


FIG. 2.16

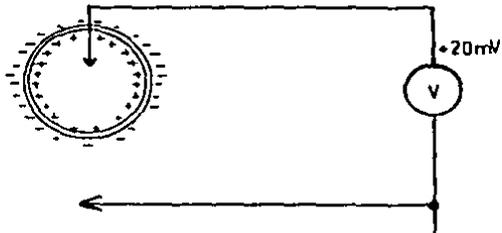
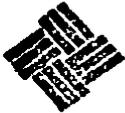


FIG 2.17

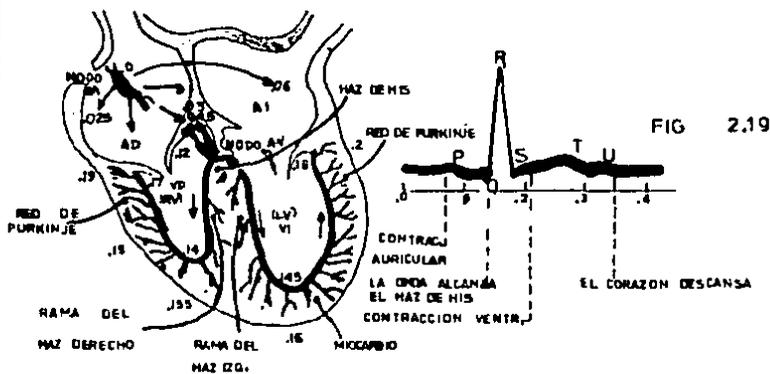
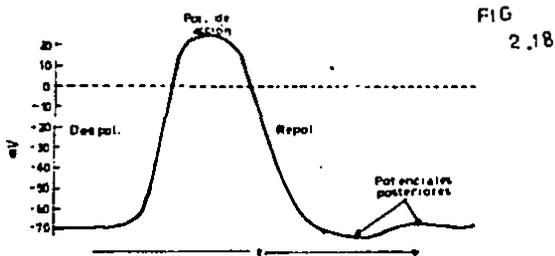


2.16 Despolarización de una célula

2.17 Célula despolarizada

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



2.18 Forma de onda del Potencial de Acción

2.19 Sistema de electroconducción del corazón

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Las células musculares de los ventrículos, excitadas por la red de Purkinje, responderán a dicho estímulo. La conducción en las fibras de Purkinje es muy rápida. El potencial de acción atraviesa la distancia del nodo SA al AV en apenas 40 ms., y es retardado por el nodo AV de tal forma que la contracción de las cámaras inferiores pueden ser sincronizadas con el vaciado de la sangre de las cámaras superiores.

El potencial de acción generado en el nodo SA estimula a las fibras musculares del miocardio y les produce una contracción. Cuando la contracción muscular es menor, y el volumen de la cámara ventricular es menor, la sangre es expulsada hacia afuera. La contracción de tantas células musculares a un mismo tiempo ocasiona una señal eléctrica en masa que puede ser detectada con electrodos colocados en la superficie del pecho del paciente o en las extremidades.

2.2.3 Diagnóstico de la Gestación

Se funda en la presencia de ciertos síntomas y signos. Los primeros son principalmente subjetivos, esto es, los experimenta la mujer. Los segundos los descubre el médico después de efectuar la exploración. Los signos y síntomas se clasifican en tres grupos, a saber:

1. Signos positivos: que de ordinario se descubren a partir del cuarto mes.
2. Signos probables: que se aprecian de algún modo en los períodos anteriores y
3. Signos de presunción: que suelen ser subjetivos y que los puede experimentar la mujer en cualquier período.

Signos positivos de embarazo: Son tres; latido cardiaco fetal, movimientos activos del feto y observación del esqueleto fetal por medio del estudio radiológico. El LCF puede escucharse sin ayuda de aparatos desde la decimotercera semana y, con la ayuda de ellos, desde la duodécima. Su frecuencia debe variar entre los 120 y 140 latidos por minuto y, según algunos autores, puede ser hasta de 160. Las frecuencias arriba de las mencionadas, se consideran *taquicardia fetal* en tanto que las inferiores se denominan *bradicardia fetal*. Es un ruido doble parecido al tic-tac de un reloj.

En los primeros meses, el latido se busca inmediatamente por encima de la sínfisis púbica, y en los últimos, la situación en que se oye mejor depende de la posición y presentación fetales.

2.2.3.1 Desarrollo Primitivo del Embrión

Las figuras 2.20 y 2.21 muestran embriones humanos de diferentes edades. El desarrollo más rápido es en la región cefálica y más lento hacia el extremo caudal del embrión; así como también, es más rápido en la región dorsal que en la región ventral. El embrión, al comienzo de su desarrollo es un disco de células que, debido a sus fuerzas formativas o potenciales que poseen para

desarrollarse y diferenciarse, en poco tiempo transforman el embrión y éste adquiere su forma característica, quedando adherido a las membranas embrionarias por el pedículo de fijación. Entre las estructuras primitivas más visibles se encuentran el surco primitivo, el surco neural, a partir del cual se desarrolla el sistema nervioso, las somitas, masas de tejido mesodérmico dispuestas simétricamente y que se observan a través del ectodermo. Las somitas darán origen a las costillas, vértebras, músculos y tejidos conjuntivos relacionados con estas estructuras.

2.2.3.2 Desarrollo Intrauterino

Durante el periodo de la vida intrauterina el desarrollo es muy rápido. A partir de la unión de los gametos, el embrión alcanza una longitud de 6.24mm al cabo de dos semanas. Al final de la cuarta semana mide cerca de 12.5 mm de largo, y a los dos meses tiene una longitud de 25mm; al final del tercer mes se llama feto porque empieza a tomar la forma humana. La duración normal del embarazo es de 10 meses lunares o de 9 meses de calendario, contados a partir del primer día del último período menstrual. Al final del sexto mes, el feto puede vivir fuera del seno materno pero es sumamente frágil y requiere de enormes cuidados.

A medida que el feto crece, el útero ocupa cada vez más lugar dentro del abdomen. El cuadro siguiente muestra la posición del extremo superior del útero a diferentes edades del feto.

Edad del embrión	peso	Longitud de talón a corona
8 semanas	3g	2.5cm
12 semanas	36g	9cm
20 semanas	330g	25cm
28 semanas	1000g	35cm
36 semanas	2400g	45cm
40 semanas	3200g	50cm.

Figura 2.20

A,C vista posterior

A muestra el surco primitivo

B embrión humano, 17 días de edad, 0.92mm de largo

Formación del pedículo embrionario, el amnios está desprendido del corion

C muestra el surco primitivo, el surco neural y el comienzo de las somitas. El amnios se ha quitado para mostrar el embrión.

D,E,F y G embriones de 2 a 5 semanas de edad

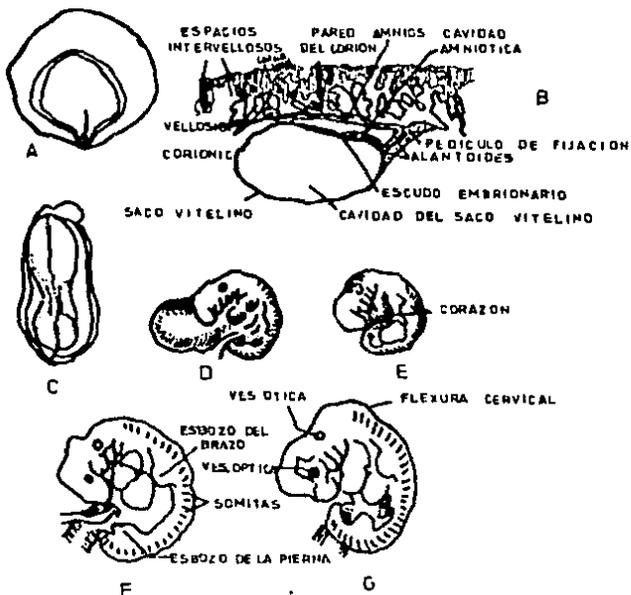
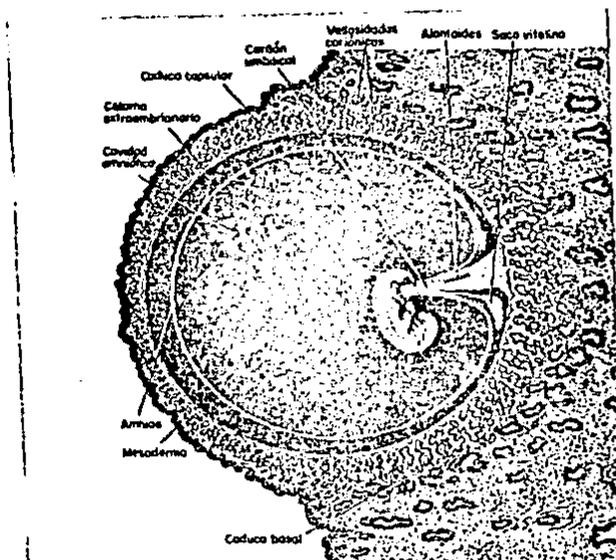


FIG 2.20

Estereograma de un blastocito que contiene un embrión humano de 33 días de edad y 5 mm de largo. El blastocito ha formado una prominencia en la superficie de la mucosa uterina. Al celoma extraembrionario lo ha remplazado casi por completo la cavidad amniótica. El tallo embrionario se ha convertido en el cordón umbilical y se ha cubierto con el amnios.

El cordón umbilical rudimentario contiene el alantoides, el saco vitelino y los vasos umbilicales. Las vellosidades coriónicas de la caduca capsular empiezan a atrofiarse y las de la caduca basal están en crecimiento y muestran arborizaciones.



2.2.3.3 Circulación Fetal

En el funcionamiento del sistema circulatorio fetal intervienen determinadas estructuras, las cuales se unen y sufren cambios importantes que dejan de persistir después del nacimiento o un poco después. Dichas estructuras son las siguientes:

Agujero Oval o Botal

establece comunicación directa entre las dos aurículas del corazón fetal.

Conducto arterial o arterioso

vaso sanguíneo que comunica a la arteria pulmonar con la aorta.

Conducto venoso o de Armacio

vaso sanguíneo que une la vena umbilical con la cava inferior.

La placenta y el cordón umbilical: la placenta fetal es una masa de tejido, rica en vasos sanguíneos, que está en íntimo contacto con la placenta materna. El cordón umbilical establece la comunicación, por medio del anillo umbilical entre el feto y la placenta. Las formaciones contenidas en el cordón son las dos arterias umbilicales y la vena umbilical, que es única y voluminosa. Las arterias umbilicales son como ramas del sistema arterial del feto, que lleva la sangre a la placenta fetal, en donde están separadas por paredes muy delgadas, de la sangre materna que circula por los vasos uterinos. En el feto, la sangre arterial y la venosa no están completamente separadas, ya que la sangre de ésta nunca alcanza las características de la sangre arterial de la madre. La sangre oxigenada que circula por el feto, viene de la placenta y es conducida por la vena umbilical. La sangre fetal no sólo toma oxígeno de la sangre materna, sino también las sustancias nutritivas destinadas a la alimentación del feto. La placenta representa también un órgano excretorio, ya que es el lugar donde se eliminan los productos de desecho. Por lo tanto, la placenta es el órgano mediante el cual verifica el feto sus funciones de respiración, nutrición y excreción.

Curso de la sangre -

La sangre oxigenada de la placenta es conducida hasta el feto por la vena umbilical, que se encuentra contenida en el cordón umbilical. Al llegar al hígado, una gran parte pasa a la vena cava inferior por el conducto venoso y el resto se distribuye por los dos tercios izquierdos del hígado, mediante las ramas de la vena umbilical. En la aurícula derecha, la sangre de la vena cava inferior se divide en dos corrientes: una grande izquierda y otra pequeña, derecha. La gran corriente izquierda de la vena cava inferior pasa por el agujero oval a la aurícula izquierda, donde se mezcla con un pequeño volumen de sangre de las venas pulmonares. La aurícula izquierda descarga su contenido en el ventrículo izquierdo, el cual expulsa su sangre en la aorta, desde donde la mayor parte es distribuida a la cabeza o extremidades superiores; de aquí, la

sangre regresa por la vena cava superior.

El hígado recibe la sangre directamente de la placenta, por ello este órgano tiene gran volumen al momento de nacer. La sangre de la placenta llega casi directamente al cayado de la aorta y es distribuida a través de sus ramas, a la cabeza y extremidades superiores. La sangre de la aorta descendiente proviene casi por completo de la que ya circuló por las extremidades superiores y mezclada solo con una pequeña cantidad de sangre del ventrículo izquierdo se distribuye por las extremidades inferiores.

2.2.3.4 Cambios Circulatorios que se producen al Nacer

Durante el nacimiento o poco después de él tienen lugar algunos cambios circulatorios importantes que se señalan a continuación:

Con la primera inspiración se expanden los pulmones, se dilatan los vasos pulmonares y la sangre procedente del ventrículo derecho pasa a través de las arterias pulmonares.

El conducto arterial se tapa y más tarde sufre degeneración fibrosa, quedando como residuo el ligamento Botal. El esfínter, que se halla en unión con el conducto venoso de la vena umbilical, impide el retroceso de la sangre a esta. La vena umbilical, al cerrarse queda convertida en el ligamento redondo del hígado.

La presión de la aurícula derecha disminuye y la de la aurícula y ventrículo izquierdo aumenta. Esto produce el cierre del agujero oval, que ocurre inmediatamente después del nacimiento. La obturación anatómica completa se realiza de modo gradual. En ocasiones el agujero oval no llega a cerrarse completamente y la sangre venosa se mezcla con la arterial, produciendo cianosis.

2.2.3.5 Postura, presentación y Posición del Feto

En los últimos meses de la gestación, el feto adquiere una posición característica, a la que se da el nombre de actitud o habitus. Este término denota la relación de las partes fetales entre sí. En general se puede decir que el feto es un cuerpo ovoide que se adapta aproximadamente a la forma de la cavidad uterina y está doblado sobre sí mismo de tal manera que la espalda es muy convexa, la cabeza está en hiperflexión, el mentón casi en contacto con el tórax, los muslos doblados sobre el abdomen, las piernas dobladas sobre los muslos y los arcos de los pies doblados sobre las caras anteriores de las piernas. (ver figura 2.22)

POSTURA DEL FETO: Es la relación que guarda el eje mayor del feto con el eje mayor de la madre, y según esto se distinguen dos posturas: longitudinal y transversal. Ocasionalmente, durante la gestación, el eje mayor del feto cruza en ángulo al eje mayor de la madre, en cuyo caso se denomina oblicua. La postura longitudinal en embarazo a término se observa en el 99% de los

de los casos.

PRESENTACION: Se refiere a la parte del feto que se encaja en el estrecho superior y se puede palpar a través del estrecho uterino en la exploración vaginal. Así pues, en las posturas longitudinales, la parte que se presenta puede ser: la cabeza o las nalgas; hablándose entonces de presentaciones cefálica y de nalgas, respectivamente. Cuando el eje mayor del feto es transversal, la parte que se presenta es el hombro y entonces se dice que hay presentación de hombro.

Las presentaciones cefálicas se dividen en varias clases según la relación que guarda la cabeza con el cuerpo del feto. Por lo general, la cabeza está en hiperflexión, de manera que el mentón queda en contacto con el tórax, siendo el vértice la parte que se presenta. Cuando el cuello está muy extendido, la cara se encaja en el estrecho superior, siendo la presentación de cara, cuando la flexión es parcial, se denomina presentación sincipital, y cuando es la frente, la presentación es de frente.

Cuando el feto se presenta por su extremidad pélvica, los muslos pueden estar en flexión y las piernas extendidas sobre la superficie anterior del tronco, llamándose la presentación franca de nalgas, en tanto que si los muslos están doblados hay presentación total de nalgas; si los pies son la parte más baja, la presentación es de pies, y en otro caso será la presentación incompleta de pie o de rodilla.

La POSICION se denota como la relación entre una pared dada del feto y el lado derecho o izquierdo de la madre.

2.2.3.6 Ritmo Cardíaco Fetal

La auscultación del corazón fetal al comienzo de un dolor verdadero revela la disminución de la intensidad de los ruidos cardiacos, seguida por un retardo pronunciado de la frecuencia usual del feto de 100 o 110 latidos por minuto. Normalmente, la bradicardia dura a lo largo de la contracción mas 30 segundos después de ella. Si al término de este lapso la frecuencia no ha retornado a su valor inicial, es síntoma de *sufrimiento fetal*. El sufrimiento fetal se produce habitualmente por hipoxia y se manifiesta por:

- Salida de meconio (excremento fetal)
 - Relajación del esfínter anal
 - Cambios en la frecuencia cardiaca fetal, y
 - Variaciones en el Pff sanguíneo.
- En ocasiones estas variaciones de frecuencia pueden ser síntomas previos de muerte fetal.

Se define como muerte fetal a la muerte del producto después de la vigésima a vigesimosexta semana de gestación y antes del nacimiento.

En la figura 2.23 se pueden apreciar las diferentes posiciones fetales:

A	Posición occipital transversa izquierda (la mas comun)
B	Posición occipital transversa derecha (Segundo lugar en frecuencia)
C	Posición occipital anterior izquierda
D	P.O. anterior derecha
E	P.O. posterior derecha
F	P. sacra posterior derecha
G	P. mentoniana anterior izquierda
H	P. acromioclavicular posterior derecha



A



B



C



D



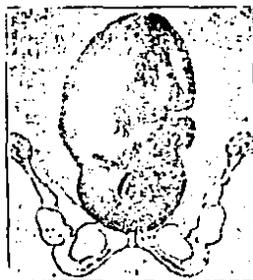
E



F



G



H

Fig 2.23
Posiciones
Fetales

3. CAPITULO 3 : ULTRASONIDO

3.1 *Introducción*

Para comprender el funcionamiento de un equipo de detección de LCF por medio de ultrasonidos, es básico familiarizarse con el comportamiento de las ondas ultrasónicas.

Basándose en los conceptos expuestos en el capítulo anterior, en este capítulo se describe la naturaleza y propiedades de las ondas ultrasónicas, así como sus aplicaciones médicas y posibles efectos. Finalmente, se explican los fundamentos del equipo de ultrasonido.

3.2 *Propiedades Físicas del Ultrasonido*

3.2.1 **Concepto de Ultrasonido**

Se denominan ultrasonidos a las ondas vibratorias de frecuencia superior al límite de audición humana. Los ultrasonidos consisten en ondas mecánicas de presión que se propagan a través de un medio como oscilaciones de las partículas.

Bajo el término general de onda se designa una perturbación que se propaga de un punto a otro de un medio sin que en dicho medio se produzca un desplazamiento permanente. Pueden ser producidos con transductores, que están hechos básicamente de tres tipos de materiales: magnetostrictivos, piezoeléctricos y electrostrictivos.

3.2.1.1 **Transductores Magnetostrictivos**

El efecto magnetostrictivo es un cambio en las dimensiones producido en un cuerpo ferromagnético cuando es colocado en un campo magnético. Esto involucra un cambio de longitud a lo largo del eje en el cual se está aplicando el campo magnético. Existen también cambios transversales así como variaciones globales de volumen, pero son pequeños en comparación con el cambio longitudinal por lo cual son despreciados.

3.2.1.2 **Transductores Piezoeléctricos**

3.2.1.2.1 *Efecto Piezoeléctrico*

Cuando ciertos cristales son sometidos a esfuerzos de tensión o compresión, aparecen cargas eléctricas en las caras opuestas del cristal. Esto es el efecto piezoeléctrico directo. Este efecto, al igual que el efecto magnetostrictivo es reversible, esto es, bajo la acción de un campo eléctrico, el cristal cambiará sus dimensiones. El efecto piezoeléctrico inverso es usado como fuente de ondas ultrasónicas.

Para que el cristal tenga propiedades piezoeléctricas, deberá tener una estructura cristalina que incluya uno o más ejes polares. Un eje polar es un eje cristalográfico tal que, cuando el cristal es rotado 180 grados con respecto a

dicho eje, los átomos del cristal no coinciden con la configuración previa a la rotación.

Para hacer un transductor eficiente, se necesita cortar un paralelepípedo del cristal con lados planos paralelos o de tal forma que pueda aplicarse un campo eléctrico uniforme a través de ellos.

3.2.1.2.2 Materiales Piezoeléctricos

Se ha comprobado que el cuarzo es el transductor piezoeléctrico más adecuado por las siguientes razones:

1. Es duro y por lo tanto puede ser pulido con facilidad. Una superficie pulida puede ser limpiada fácilmente, y una superficie limpia es esencial para que la capa de metal se adhiera correctamente. Además puede ser trabajado muy bien.
2. Es transparente lo cual permite determinar los ejes cristalográficos con facilidad.
3. No es poroso y por eso puede ser recubierto de metal en una cámara de vacío.
4. Resiste bien el ataque químico
5. Tiene un bajo coeficiente de expansión térmica por lo que su frecuencia natural de vibración cambia muy poco con la temperatura.

3.2.1.3 Transductores Electrostrictivos

Todos los dieléctricos poseen el efecto electrostrictivo, pero es casi despreciable. Sin embargo, hay unos cuantos dieléctricos denominados ferroeléctricos en los cuales este efecto se manifiesta con magnitudes considerables.

El efecto es similar al de magnetostricción, pero en vez de aplicar un campo magnético, se aplica uno eléctrico que produce una distorsión en el dieléctrico proporcional al cuadrado de la fuerza del campo aplicado. Como en la magnetostricción, la distorsión es independiente del signo del campo. Así pues, la frecuencia de vibración equivale al doble de la frecuencia de alternancia del campo aplicado.

3.2.1.3.1 Materiales y Transductores Electrostrictivos

Se utilizan: el titanato de Bario, titanato de Calcio, titanato de Plomo y circonato de Plomo.

Para formar transductores con estos materiales, se mezclan molidos y se hornean para formar una pieza cerámica dura. Los transductores cerámicos presentan una serie de ventajas sobre los de cuarzo:

1. El material cerámico se produce fácilmente y se le puede dar cualquier

forma deseada, obteniéndose propiedades de enfoque que son imposibles de obtener con cristales naturales.

2. Como son policristalinos no tienen ejes cristalográficos y la dirección de la vibración produce el campo polarizador de corriente directa.
3. Las características del transductor pueden ser controladas con una selección adecuada de mezclas.

Así pues, los transductores son versátiles y baratos, en comparación con los de cuarzo. A demás de su alto módulo piezoelectrico y constantes dieléctricas, la facilidad de adaptación a los requerimientos de diseño ha hecho que los cristales de cuarzo sean completamente sustituidos por los cerámicos en muchas aplicaciones.

En cuanto a los métodos utilizados para la detección de ultrasonidos, se pueden dividir en tres grandes grupos:

1. Métodos que miden la energía total directamente
2. Métodos que miden la presión acústica y
3. Métodos que se basan en los efectos no lineales del campo ultrasónico.

En la medida de la energía total directamente, se incluyen los métodos térmicos en los cuales la energía ultrasónica es convertida en calor.

3.2.2 Propiedades de las Ondas Ultrasonicas

Las ondas ultrasónicas son tipos especiales de los tipos generales de ondas, en las que la condición que se propaga en el movimiento ondulatorio es un desplazamiento de las partículas del medio en que la onda viaja. Casi cualquier material elástico puede propagar ondas ultrasónicas. Como se vio en el capítulo anterior, los elementos de cada material realizarán distintos movimientos a medida que la onda pasa a través de él. Las diferencias en dichos movimientos son las que caracterizan los distintos tipos de ondas ultrasónicas.

3.2.2.1 Tipos de Ondas

De acuerdo con los tipos de ondas descritos con anterioridad, se sabe que en un diafragma delgado, pueden existir ondas de flexión. El movimiento de la partícula en ellas es similar al de las ondas de cizalladura pero se extiende a través del medio en vez de hacerlo en forma superficial.

Como un material no siempre puede soportar la propagación de todos los tipos de ondas, las ondas longitudinales que se emplean en ultrasonidos se determinan experimentalmente para que sean casi exclusivamente de distorsión.

Ondas Longitudinales : Es el tipo más utilizado en ultrasonido debido a que viaja en medios líquidos, gaseosos o sólidos y es generado y detectado con relativa facilidad. Tienen una velocidad de desplazamiento elevada en la

mayoría de los medios, y las longitudes de onda en los materiales comunes son habitualmente muy pequeñas en comparación con la superficie del transductor. Esta propiedad permite que las ondas sean enfocadas en un haz agudo del que sólo se separa la energía ligeramente.

Las ondas longitudinales pueden ser generadas dentro de un medio, a través de la vibración de cualquiera de sus superficies en una dirección normal y con una frecuencia ultrasónica. Si la energía ha de permanecer en un haz, la frecuencia (y por lo tanto la longitud de onda) deberá estar en una relación adecuada con la superficie que está vibrando.

Ondas de Cizalladura : Una de las ventajas de este tipo de ondas en aplicaciones ultrasónicas es la de tener más baja velocidad, con lo que los circuitos eléctricos de medición de tiempos pueden ser más simples y menos críticos; sin embargo, al tener menor longitud de onda serán más dispersibles en el material. Además, como la vibración es en una dirección específica, la rotación del elemento transmisor cambia esta dirección y por lo tanto puede observarse polarización y los resultados de un material no uniforme, como el cuerpo humano, pueden variar al rotar el transductor.

Ondas Polarizadas : El movimiento de las partículas de una onda S es perpendicular a la dirección de propagación. Haciendo girar al transductor, girará, por lo tanto, la dirección del movimiento, aunque siga la misma trayectoria. Para una recepción máxima de señal se girará el receptor análogamente, esto es, con el mismo eje paralelo, y mínima cuando los ejes sean perpendiculares. La velocidad de las ondas polarizadas puede variar de acuerdo con la relación entre el eje de referencia y las características físicas del material de propagación.

3.2.2.2 Reflexión entre dos Materiales

Cuando un ultrasonido progresa a través de un medio, parte de él va a ser reflejado cuando tropiece en su camino con un medio, produciendo un eco. El límite o la superficie de frontera recibe el nombre de *interfase* y es a este nivel, y dependiendo de las diferencias de densidad entre ambos medios donde se van a producir los ecos.

Si la interfase es un límite plano más amplio que el diámetro del haz de sonido colimado, permanece igualmente colimado después de la reflexión. En cambio, una superficie irregular con discontinuidades del tamaño de una longitud de onda o menores, dan lugar a reflexiones difusas no direccionales (dispersas). Las zonas de tamaño intermedio, por ejemplo desde una longitud de onda hasta el tamaño del haz, producen reflexiones tanto direccionales como difusas. Cuando los medios tienen la misma impedancia acústica, R , el numerador de la ecuación 2.3 se convierte en cero y no hay reflexión ya que todo el ultrasonido pasa a través de la interfase.

3.2.2.3 Reflexión debida a un Obstáculo

Cuando una onda ultrasónica se encuentra un obstáculo, puede ser reflejada de distintas maneras dependiendo de la relación entre la longitud de onda y el tamaño del obstáculo.

3.2.2.4 Orientación

Es importante la orientación que tenga la superficie reflectora, ya que representa la proyección de la interfase sobre un plano perpendicular al haz o rayo, la que determina la cantidad de reflexión. Una superficie muy regular puede actuar como un reflector perfecto y alejar el haz, dirigiéndole un determinado ángulo, de la misma manera que un rayo de luz es reflejado por un espejo. La superficie que sea irregular, casi siempre devolverá parte de la energía a lo largo del camino que alcanzó el obstáculo.

En cuanto a la velocidad, la más utilizada en ultrasonido es la velocidad de grupo. De acuerdo con los resultados experimentales, los ultrasonidos son dispersivos en sólidos y líquidos. Otra característica de las ondas ultrasónicas es que su propagación es rectilínea, debido a su pequeña longitud de onda. El movimiento de las ondas se transmite en línea recta. Por lo tanto, la energía no puede desplazarse a través de discontinuidades abruptas. Esta propiedad es la que hace posible el empleo de estas ondas para la localización de objetos pequeños, ya que cualquier falta de homogeneidad arrojará una aguda sombra detrás de ella.

3.2.2.5 Haces

Cuando un haz ultrasónico se propaga a través de un material hay una cierta expansión con respecto a la cara del transductor que depende de la relación :

$$\frac{\lambda}{D}$$

λ = longitud de onda

y, D = distancia a través de la cara del transductor.

En una placa de cuarzo circular, la energía se halla localizada en un cono cuyo ángulo mitad de la abertura está dado por:

$$\sin A = \frac{\lambda}{D}$$

Existen efectos en los bordes que producen haces secundarios, los cuales no están determinados por la relación anterior, sino que tienen mayores ángulos de abertura; sin embargo, en la práctica el haz principal es el único que tiene importancia y consecuencias.

Cuando las ondas ultrasónicas inciden sobre la cara del material a través del

cual se van a propagar, solamente el haz principal será transmitido a través de la interfase y entrará realmente en el medio, ya que la energía transmitida va en relación directa con el ángulo de la onda incidente. (ver figura 4.1)

3.2.2.6 Impedancia Mecional

La impedancia eléctrica de un cortocircuito que excita a un transductor ultrasónico está influenciada por la vibración del transductor, la que genera una fuerza electromotriz que se introduce en el circuito y que actúa oponiéndose a la impuesta, lo que ocasiona una variación de la impedancia del circuito. A esta variación se le denomina impedancia mecional y es un reflejo de la eficiencia de vibración del transductor.

3.2.3 Efectos

3.2.3.1 El Efecto Doppler

La frecuencia de una fuente de energía parece variar cuando la fuente o el receptor se mueven uno con respecto del otro. Este cambio de frecuencia se denomina *Cambio de Frecuencia Doppler o Efecto Doppler* y se rige por la siguiente fórmula.

$$\text{cambio frec. Doppler} = \frac{2fv \cos a}{c} \quad \text{Ec. 2.7}$$

donde: f = frecuencia de emisión.

v = velocidad del movimiento

a = ángulo entre el haz y la dirección del movimiento

c = velocidad de propagación del US.

Como puede inferirse de la fórmula, la variación Doppler es mayor, cuanto mayor es el ángulo a, y cuando este es de 90 grados no se produce diferencia

3.2.3.2 Efectos de Anulación

Las ondas ultrasónicas, como los demás tipos de ondas presentan efectos de anulación, esto es, pueden sumarse ondas de fase correcta y dar un desplazamiento nulo.

3.2.3.3 Cavitación

La cavitación es la formación y destrucción de cavidades en líquidos, llenas de gas o vapor. Las cavidades son causadas por una variación de presión en el líquido. Las burbujas se rompen según va aumentando la presión.

Las burbujas de cavitación se pueden dividir, en general en varias formas:

1. Las formadas por varias burbujas pequeñas al juntarse.

2. Las formadas al desgasificar el líquido.
3. Las formadas al añadir el gas a causa de las presiones alternas, y
4. Las formadas por la disminución de la presión.

A medida que las ondas ultrasónicas de alta intensidad van pasando a través de un líquido, puede observarse cómo las burbujas se reúnen en determinados puntos. Tienden a formarse donde las ondas ultrasónicas tienen sus nodos y pueden ser bien definidas.

La acción no parece indicar ninguna ruptura real del líquido en sí, sino que la formación y destrucción de las burbujas tiene un efecto muy fuerte sobre los sistemas de agitación y constituye la base de muchos fenómenos asociados.

La cavitación puede producir la destrucción de objetos sólidos como las hélices de un navío, o causar acción química o de otro tipo en líquidos. Cuando la cavitación es producida por ultrasonidos, frecuentemente ocasiona la formación de burbujas en la cara del transductor. Cuando los transductores son del tipo enfoque, la cavitación también puede aparecer en el foco. Estas burbujas pueden interferir con la transferencia de energía del transductor al líquido. En los seres biológicos, las partículas en el líquido actúan como núcleos de cavitación.

El proceso de cavitación está influido por todas las características del medio, como son: la viscosidad, temperatura, tipo de excitación, presión hidrostática, etc. La presencia de una partícula en un líquido actúa como núcleo de cavitación, los cuales pueden proceder de pequeñas cantidades de gas que permanecen en grietas o en cualquier parte del líquido o de partículas de polvo.

Quando se presenta una señal acústica, unos pocos períodos después dan como resultado la formación de una burbuja debido a un movimiento de la superficie del líquido, misma que actuará como núcleo. Después de que un líquido ha cavitado, tardará varias horas en recuperarse.

Se denomina Erosión a la destrucción de un sólido sumergido en un líquido cavitante.

3.2.3.4 Transmisión Angular

Quando se transmite energía dentro de un medio con cierto ángulo con respecto a la superficie, siempre deberá ser transmitido a través de un medio de acoplamiento.

El material que forma el ángulo puede ser gas, líquido o sólido, en tanto que el medio en que la energía sea diferente, pues si no cumple dicho requisito se considera que la transmisión es perpendicular a la superficie.

3.3 Propiedades Médicas del Ultrasonido

3.3.1 Introducción

El ultrasonido, método tan practicado hoy en medicina, fue introducido a dicha ciencia en 1942 por Dussik, quien lo aplica por primera vez en el estudio del cerebro humano. Con el trabajo de Gohr y Wedeking se inicia la nueva era de la aplicación sistemática en medicina. En ninguna rama de la medicina la evolución del empleo de ultrasonidos ha seguido un curso tan rápido como en ginecología.

Entre los usos médicos del ultrasonido pueden mencionarse el diagnóstico, el quirúrgico y el terapéutico.

Los ultrasonidos pueden utilizarse como agentes diagnósticos gracias a su propiedad de reflexión. Algunas ventajas y desventajas del ecodiagnóstico radican en:

- Su relativa inocuidad : al ser utilizados haces de baja energía, lo que permite repetir las exploraciones tantas veces como sea necesario.
- La comodidad para el paciente en el momento de la exploración, que no es dolorosa ni requiere posturas incómodas, compresiones o inyecciones.
- La fidelidad de la información obtenida que, en bastantes casos no puede ser obtenida con otros agentes físicos.
- La subjetividad de la interpretación
- Sólo proporciona orientación diagnóstica, pero casi nunca un diagnóstico definitivo, a pesar de la gran fidelidad del sistema por lo que casi siempre se recomienda combinar el ecodiagnóstico con otras técnicas diagnósticas como la radiología convencional, vascular, gammagrafía, termografía, endoscopías, etc.

3.3.2 El Haz Ultrasonónico en Ecodiagnóstico

Intensidad : Se denomina intensidad a la energía sónica que llega por segundo a una superficie unitaria en centímetros cuadrados. La intensidad utilizada en ecodiagnóstico es del orden de milliwatts por centímetro cuadrado, normalmente de 2 a 6, siendo mucho menor que la utilizada en terapia, que es del orden de Watts por cm. cuadrado.

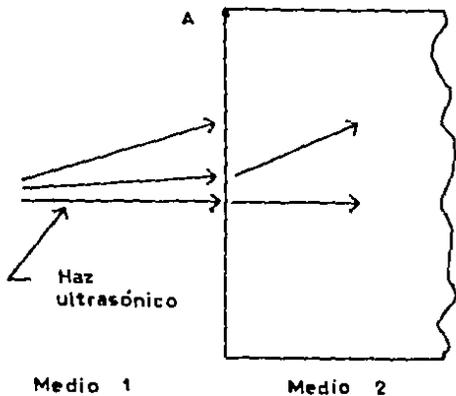
Frecuencia : La gama de frecuencias más utilizada en ecodiagnóstico oscila comúnmente entre 1 y 10 MHz. En la ultrasonoterapia se emplean frecuencias comprendidas entre 0.8 y 2 MHz. Dentro de la gama de frecuencias utilizadas en ecodiagnóstico, las más elevadas van ligadas a una atenuación más rápida 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 dichas frecuencias, su poder de definición es bueno. Por el

contrario, las frecuencias más bajas de la gama tienen una menor atenuación en virtud de su menor absorción por el medio, lo que permite la exploración de zonas más profundas, aunque su poder de definición será menor.

3.3.3 Modos de Representación Ecográfica

Modo A, A scan o ecografía unidimensional : Para explorar, se coloca la sonda en contacto con la superficie de la piel correspondiente a la región a explorar. El contacto debe asegurarse interponiendo entre la sonda y la piel una sustancia que facilite la transmisión de los ultrasonidos. La imagen que se obtiene representa como sucesivas deflexiones unos ejes coordenados. En el eje de las ordenadas, se interpreta la amplitud de la deflexión, y en las abscisas la profundidad de las estructuras que las originan. De tal forma, se puede conocer la existencia de estructuras normales o patológicas, su volumen y situación topográfica real e inclusive sus relaciones especiales con estructuras vecinas.

Modo B, B scan o ecografía bidimensional : Mediante este procedimiento, las imágenes características del modo A son sustituidas por una serie de puntos brillantes y su amplitud viene representada por la intensidad del brillo. Este modo nos da una representación bidimensional de las estructuras.



4,1

	Acción de una onda en una superficie límite

3.3.4 Algunas Aplicaciones del Ecodiagnóstico

Demostración de órganos fetales : Con un aparato de escala de grises o cualquiera otro moderno, con una resolución adecuada podemos visualizar con claridad los órganos internos del feto. No es posible sin embargo aún llegar a diagnósticos de benignidad o malignidad de las tumoraciones fetales.

Demostración de la vitalidad fetal : Se considera fundamental en el estudio de los movimientos periódicos y no periódicos. Los movimientos periódicos suelen ser visualizados con la imagen A, aunque la imagen B es más nítida. Con ambos sistemas puede demostrarse la vitalidad fetal (ver figura 3.2)

3.3.5 Efectos Médicos del Ultrasonido

Antes de aplicar en medicina cualquier método diagnóstico es necesario cuestionarse sobre la posible lesividad del mismo. Tal cuestión adquiere mayor importancia en el campo de estudio de la presente tesis ya que el método pretende aplicarse a la gestación. Las lesiones de las primeras etapas producidas, por ejemplo con los rayos Roentgen conducen a huevos abortivos o defectos organogénéticos. En la actualidad, las exploraciones radiológicas y más raramente los actos radioterapéuticos son las fuentes casi constantes de lesiones embrionarias o fetales imputables a las radiaciones. En este caso pueden mencionarse tres clases de riesgos:

- El riesgo teratogénico y letal
- El riesgo de lesión maligna y
- El riesgo genético.

El riesgo teratogénico y letal depende de la edad de gestación en el momento de la gestación y de la dosis recibida. La irradiación en el curso de la primera semana, supone en general la muerte del huevo. De la segunda a la séptima semana supone malformaciones múltiples. Más tarde la acción nefasta actuará sobre el sistema nervioso central y afectará en forma funcional.

Las lesiones más habituales que caracterizan a los "niños radiados" son la microcefalia y más raramente la hidrocefalia; ciertas malformaciones esqueléticas (micromelia, espina bifida, labio leporino); algunas lesiones oculares (cataratas, coloboma y estrabismo) y, finalmente otras anomalías genitales.

Riesgo de lesiones malignas en la infancia: El papel de las radiaciones en la génesis de las leucemias crónicas y agudas es seguro en el caso de fuerte irradiación.

Riesgo genético: Este riesgo implica una afectación de las células reproductoras de las gónadas en forma de una mutación de los genes incluidos en el seno de los cromosomas. Los efectos no se revelarán hasta la descendencia, y la tara se transmitirá según las leyes de la herencia

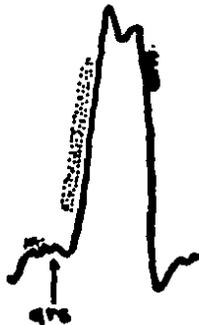
mendeliana.

Los ultrasonidos son ondas de naturaleza mecánica, hecho que los diferencia de los demás métodos de diagnóstico obstétrico.

Distinguimos en ellos varios efectos principales de interés obstétrico, aunque en realidad los efectos generales son: los físicos, biológicos, químicos, electroquímicos, emulsión y dispersión, médicos, metalúrgicos, de precipitación y el efecto fotográfico. Básicamente, tomamos en cuenta los siguientes:

3.3.5.1 El Efecto Mecánico

La aplicación de las ondas ultrasónicas en un medio, crea a su paso desplazamientos moleculares, formando zonas de engrosamiento de estas zonas de reducción, apareciendo entre estas, variaciones de presión. A este efecto cinético-molecular se debe la aparición del fenómeno de cavitación, mencionado en una capítulo anterior.



Relación temporal entre el complejo QRS fetal, señales del Doppler (puntos) y la cresta de la arteria carótida

FIGURA 4.3



Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Este fenómeno aparece cuando se usan altas intensidades, bajas frecuencias y tiempos prolongados de exposición, y no parece manifestarse en las intensidades utilizadas en ecodiagnóstico. Sin embargo, si se utilizan intensidades elevadas, el fenómeno puede producir rupturas celulares. Así pues, se ha podido observar que aparecen fuertes reacciones en la piel de ratas y otros animales de experimentación así como petequias peritoneales y necrosis intestinales.

3.3.5.2 El Efecto Térmico

La energía que se transmite de partícula a partícula, parcialmente se pierde en forma de calor. La mayor o menor transformación de esta energía en calor depende del coeficiente de absorción en el medio. En la especie humana la intensidad de los coeficientes de absorción a 1 MHz/cm cuadrado son, para un grosor de 7 cms:

sangre	0.02
musculo	0.06
higado	0.12
cerebro	0.12
calotas	2.0
grasa	0.07
agua musculo	0.002

siendo los coeficientes de reflexión:

calotas cefal./masa cerebral	0.6
higado/sangre	0.3
higado/musculo	0.01
musculo/grasa	0.08
musculo/aire	0.9998

Así pues, en la especie humana, el efecto calórico es más manifiesto en las

superficies de contacto con la masa ósea.

3.3.5.3 El Efecto Químico

Los ultrasonidos pueden inducir o afectar reacciones químicas. Algunas de ellas se atribuyen a los fenómenos de cavitación y pseudocavitación. Entre las hipótesis formuladas están:

1. El aumento de temperatura
2. La variación de la presión
3. Los fenómenos eléctricos
4. La separación de agua en iones y
5. Las resonancias internas.

A demás se pueden variar una cantidad de condiciones experimentales que afectarán los resultados. Entre estos están: la frecuencia, intensidad, tiempo de exposición, temperatura, presión, etc.

En cuanto a la frecuencia, la mayoría de los experimentadores coinciden en que la frecuencia no tiene efectos apreciables sobre los procesos químicos, excepto, posiblemente en cuanto a que la cavitación es una de sus funciones.

En cuanto a la intensidad, los efectos químicos no ocurren con intensidades muy bajas. A medida que se aumenta la intensidad, los efectos químicos aparecen en el umbral de la cavitación y aumentan linealmente con la intensidad.

3.3.5.4 Efectos en Animales de Experimentación

Embriones de pollo, ratas, ratones y conejos de indias han sido los animales más experimentados.

Brettschneider informó haber visto la aparición de malformaciones del SNC y de los órganos de la circulación en pollos irradiados, e igualmente habló de un mayor desarrollo de los renacuajos y de las ranas, afirmando que se debía al mayor índice de mitosis que estas experimentaban, así como a un aumento en la cantidad de la hormona de crecimiento.

Dauer halló alteraciones en la estructura ovárica tanto en ratas como conejas. Estas eran, sin embargo, independientes de la intensidad aplicada. Friedli comprobó lo anterior.

Pierz y Deneke consiguieron, con una intensidad de 4 W/cm cuadrado y seis tandas de aplicación producir abortos en conejillas de indias preñadas. Sacks y Wegener, irradiando ratas preñadas con intensidades que variaban entre los 1.8 y 3.8 W/cm cuadrado y aplicándoles tres tandas seguidas, de duración de 5 a 10 minutos, apreciaron un caso de muerte fetal in útero en las crías. Mohr y Reter, en experimentos muy similares no observaron casos de aborto.

Fritz-Nieggli y Boni produjeron, con ultrasonidos, lesiones tanto en huevos como en pupas y larvas de drosófilas.

Bonhome, mediante técnicas semejantes observó microcefalias y anencefalias en crías de tritón.

Común a todos estos experimentos han sido las intensidades y frecuencias altas. Con frecuencias e intensidades diagnósticas no se observan alteraciones.

Intens.	Frec.	Exposicion	animal.organo		autor	Año
10	0.3	1-2	Moscas	+	Wood	1927
1.8-3.8	--	5-10	Ratas preñadas	+	Fierz	1945
0.4	0.8	0.1-20	Drosophila desarrollo	+	Fritznieggli	1950
3-5	0.175	2	Ratas	+	Brettschneider	1950
0.0015	2.5	60	gato.cerebro	-	Donald	1958
0.0015	2	1.440	Ranax.desarrollo	-	Andrew	1964
0.1-3	2.5	5-240	Compas.ovario	-	Hoch	1970
0.02-2	2.5	3	Ratas.uterio	-	Hara	1975

3.3.5.5 Efectos sobre el Cultivo de Tejidos

En general, no se ha observado ningún efecto perjudicial sobre células cultivadas. En los casos en que se han observado lesiones siempre se ha tenido el común denominador de intensidades superiores a 1 Watt/cm cuadrado, períodos largos de exposición y frecuencias muy elevadas.

Intens.	Frec.	Exposición	Cultivo	lesion	autor	Año
0.1-1	3.6	5	Indice regeneracion	+	Pond	1967
0.02-0.03	-	-	rinon perro	-	Bernstine	1969
0.01-3.5	0.87	2.5	5-240 cel.cancer	Amnios SNC	Loch	1970
1-2	2.2	600	Fibroblastos	+	Serr	1970
menor a 10	2	5	Linfocitos rata	-	Joshi	1973
0.3	2.1	60	Ind.regener.	-	Murao	1973

3.3.5.6 Efectos sobre Cromosomas

La producción de los efectos mecánico, térmico y químico sobre las células germinales previamente a la fecundación, tras la posible aparición de alteraciones cromosómicas irreversibles, ha sido sin duda una de las mayores preocupaciones en el empleo de ultrasonidos.

Los primeros trabajos aparecidos no permiten observar rupturas cromosómicas ni mutaciones genéticas. Sin embargo, los trabajos de Serr y Mac Intosh encontraron distintos resultados.

Mac Intosh halló aberraciones cromosómicas en todos los cultivos de sangre humana expuestos a 2.25 MHz e intensidades de .008 a .17 Watt/cm cuadrado, es decir, intensidades diagnósticas, excepto por el tiempo de exposición.

Serr, en el cultivo de linfocitos y células amnióticas procedentes de amniocentesis de mujeres sometidas previamente a exposición durante 10 horas a ultrasonidos con frecuencias de 2 MHz e intensidades de 0.025 W/cm cuadrado, observó igualmente alteraciones y rupturas cromosómicas.

Boyd no halló lesiones cromosómicas empleando ultrasonidos continuos y discontinuos sobre sangre humana en dosis diagnósticas.

Abdulla analizó los cromosomas maternos y fetales de 35 pacientes que debían ser sometidas a histerectomía para practicar un aborto terapéutico, fueron sometidas a ultrasonidos tanto continuo como discontinuo sin hallarse lesión cromosómica alguna.

Las subsecuentes tablas muestran el resumen de los resultados mencionados anteriormente:

Autor	año	Frecuencia (Milz)	Intensidad	duracion	lesion
in vitro constante					
Fischer	1967	0.810	3	0.2	No
Bertline	1969	6	0.02-0.03	18	No
Serr	1970	2.2	1.0-2.0	10	Si
Mac Intosh	1970	2.25	0.08-0.017	2	Si
Body	1971	2	0.025-0.030	13,10 y 14	No
Rott	1971	2.1	0.002-0.1	0.1-0.12	No
Bobrow	1971	1.5	0.014-2.77	0.1-1.0	No
Kunze-Muehl	1972	2	0.02	--	No
		0.8	3	--	No
Buckton	1972	1	0.03-3	--	No
Watts	1972	2	0.009	20	No
Rott	1973	2	0.2	0.1-24	No
		0.87	35	--	No

Autor	año	Frecuencia	Intensidad	duracion	lesion
in vitro impulsos					
Boyd	1971	1.5	7.3	4.13	No
Coakley	1972	1.2-5.3	hasta 350	--	No
Hill	1972	1	150	--	No
Watts	1972	--	hasta 64	2.20	No
Rott	1973	2	10	1.9	No
in vitro					
Serr	1970	6	0.0225	10	Si
Boyd	1971	1.5	14	10	No
Abdulla	1971	1.5	14	10	No
		2	0.022	10	No
Dewhurst	1971	1.5	14	1	No
		2	0.022	10	No

3.3.5.7 Efectos en la Clínica Obstétrica

En la primera época de los ultrasonidos, cuando se introdujeron como medio terapéutico, Breitner, Pohlman y Hinzelmann contraindicaron su empleo en ginecología por considerarlo perjudicial para las gónadas. Afirmaban que la gónada femenina sufriría la misma alteración patológica a nivel celular que observaron Schmitz y Higashino sobre el potencial de acción de los nervios a nivel de la unión neuromuscular.

Drescher y Mohr, en pacientes afectas a lesiones neoplásicas u otras tumoraciones, y que debían ser sometidas a intervención operatoria las irradiaron con intensidades que variaron entre 2.5 a 4.5 W/cm cuadrado observando una pequeña hiperemia ovárica.

Existen diversos trabajos al respecto, muchos de ellos con resultados contradictorios, sin embargo el porcentaje mayor de ellos conduce a las siguientes conclusiones:

- La morbilidad y mortalidad perinatal no aumenta por el empleo de ultrasonidos como método diagnóstico.
- No aumenta el índice de malformaciones
- No aumenta la patología obstétrica
- No aumenta el número de abortos.

Kamocsay irradió con dosis terapéuticas a 150 mujeres entre la octava y decimosegunda semana, a las que iba a practicar un aborto terapéutico. En ninguno de los casos observó por el estudio histológico del embrión humano ninguna lesión, salvo una pequeña hiperemia.

Serr, controlando los fetos de mujeres sometidas a ultrasonidos observó en uno de ellos una osteogénesis imperfecta.

Bernstine presenta un índice de anomalías del 0.55% en un grupo de 720 gestantes.

Abramowski, estudiando 56 casos de gestaciones a término, controlados con tococardiografía externa, cree observar un aumento del tono uterino, un aumento en los movimientos fetales y, en dos pacientes, a los 20 a 35 minutos, el desencadenamiento de las contracciones del parto.

Podemos concluir que la lesividad de los ultrasonidos depende, principalmente de las intensidades, frecuencias y tiempos de exposición utilizados.

3.3.6 Metodología de la Exploración

Para poder averiguar si existen o no anomalías en la gestación, a través de un proceso tecnológico, es preciso seguir ciertas rutinas, que permiten la eficiencia del mismo. En la exploración ultrasónica deberá prestarse especial

atención a los siguientes puntos:

- Presentación, posiciones fetales y localización de la placenta
- Actividad cardiaca y movimientos fetales
- Cefalometría
- Cantidad de líquido amniótico existente.

La metódica de la exploración es la siguiente: la paciente es colocada sobre la mesa de exploración en decubito supino. Inmediatamente se cubre la superficie con una capa de sustancia líquida que evite la total reflexión del ultrasonido. Puede emplearse todo tipo de líquidos, pero conviene usar uno con escaso índice de reflexión. Sobre esta se aplica la cabeza emisora sobre la sínfisis púbica y se empieza a realizar cortes transversales hasta llegar al nivel de la arcada costal. Con ello se determina la presentación, situación fetal y se aprecian los movimientos cardíacos fetales. En caso de que la presentación sea cefálica, inmediatamente se aprecia la calota del feto a nivel de la sínfisis púbica. Cambiando entonces la orientación de la cabeza emisora, realizamos cortes longitudinales del lado derecho al izquierdo de toda el área abdominal materna. Con ello es posible determinar, con toda exactitud la posición fetal y completar totalmente la localización placentaria.

Esta sistemática se realiza inicialmente siempre con ecógrafos dinámicos. Cuando quedan dudas, se desea recurrir a mediciones precisas o se practican exploraciones ginecológicas, se recurre a continuación los ecógrafos estáticos

La sistemática exploratoria es idéntica, iniciando la exploración en cortes longitudinales, en vez de transversales, con los que se obtiene más fácilmente una primera referencia de lo que se desea explorar. Los principales datos que se obtienen de una imagen bidimensional son:

- Diagnóstico de la gestación inicial normal
- Diagnóstico de la gestación inicial patológica
- Diagnóstico de la presencia, situación y posición fetales
- Determinación exacta del lugar de inserción placentaria
- Diagnóstico de malformaciones fetales
- Diagnóstico de gestaciones múltiples
- Control de la involución postparto del útero
- Diagnóstico del Polihidramnios y Oligohidramnios
- Control de la afectación de Rhesus, diabetes, toxicosis, etc
- Control de la patología local coincidente con la gestación
- Diagnóstico con tumoraciones ginecológicas.

Una vez realizada la exploración con imagen B, se aplica la cabeza emisora a la imagen A, empleando igualmente una superficie del gel sobre el abdomen materno. La colocación de la cabeza emisora queda entonces supeditada al lugar donde se halla localizado la calota fetal. Con la imagen A obtenemos los siguientes datos:

- Medición exacta del diámetro biparietal y diámetros torácico y abdominal
- Demostración de la actividad cardiaca fetal a partir de la octava semana
- Localización placentaria
- Presentación fetal
- Medición del diámetro conjugado obstétrico
- Medición extra del tamaño de tumoraciones ginecológicas

Toda la exploración supone un tiempo que oscila entre los 10 a 30 minutos, cuando se practica la ecografía estática. Con los ecógrafos dinámicos, la exploración es mucho más corta. Se precisan de 2 a 3 minutos para obtener los mismos datos con una fidelidad casi idéntica a la de los aparatos estáticos.

La mayoría de los aparatos comerciales actuales llevan incorporado el sistema A, B y M, lo cual facilita el tiempo récord.

Una tercera aplicación de los ultrasonidos es el efecto Doppler. Estos aparatos aprovechan dicho efecto para localizar la placenta, actividad cardiaca fetal, etc. Consisten en la emisión de ultrasonidos de baja frecuencia y, a diferencia de los otros métodos, de manera continua. Estos, al chocar con estructuras en movimiento son reflejados con frecuencia distinta, misma que es captada por la cabeza emisora, y después de amplificarla se hace audible, pudiéndose apreciar con claridad. Sus principales indicaciones son:

- Demostración de la actividad cardiaca fetal
- Control de la vida o muerte fetal
- Control de la actividad cardiaca en mujeres obesas, polihidramnios, etc.
- Control de la frecuencia cardiaca fetal durante largos períodos de tiempo.
- Dada la gran vascularización de la placenta puede orientarnos acerca del lugar donde se encuentra inserta (solo en el caso de que se halle implantada en la cara anterior.)

Son tres los sonidos que se pueden apreciar con el efecto Doppler. El primero e ellos (figura 3.3) aparece justo antes del complejo QRS del electrocardiograma e inmediatamente después de la onda P; aparece pues, muy pronto tras la estimulación eléctrica de los ventrículos fetales. El segundo, más largo, aparece inmediatamente después del complejo QRS y al tiempo de la onda T; probablemente ocurre durante la fase de contracción

isométrica de los ventrículos. El tercero aparece pronto, tras la caída de presión en la arteria carótida que marca el cierre de las válvulas aórticas.

Bishop (1966) afirma poder oír claramente cinco sonidos distintos pertenecientes a:

- Los vasos maternos caracterizados por un sonido tenso y una frecuencia coincidente con el pulso materno.
 - Los latidos cardíacos fetales, caracterizados por el típico latido embriocárdico, representados por unos sonidos de poca duración, secos y potentes, con frecuencia aproximada al doble de la materna.
 - Los soplos placentarios.
 - Los grandes vasos fetales de sonido único, cuya frecuencia es casi idéntica a la del corazón fetal, pero de mayor intensidad.
 - Los movimientos fetales, esporádicos y bruscos de las extremidades fetales.
- El efecto Doppler puede emplearse en:

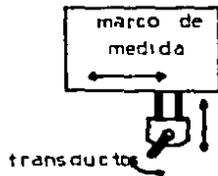
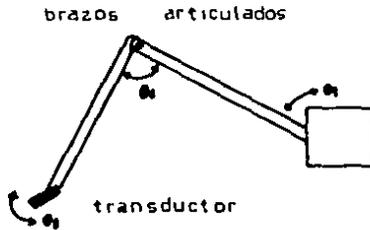
1. Diagnóstico de vida o muerte fetal
2. Diagnóstico de la gestación inicial
3. Exclusión de mola vesicular
4. Localización placentaria
5. Confirmación de vida fetal antes de intervenciones quirúrgicas ginecológicas
6. Diagnóstico de malformaciones cardíacas ante-partum
7. Control permanente de la frecuencia cardíaca fetal.

De todas estas posibilidades diagnósticas, se concede un valor fundamental al diagnóstico de vida o muerte fetal.

3.4 Cómo sería Nuestro Equipo

Existen muchos y muy diversos tipos de equipo ultrasónico, desde los sencillos Doppler para detección de ritmo cardíaco fetal hasta los complejos sistemas de scanning con displays de modo A,B, M o escala de grises. Todos ellos, sin embargo, tienen componentes básicos similares.

El equipo debiera contar con: sistema de generación de ultrasonidos, que consiste de transductor y algún medio para excitarlo; un receptor que toma la señal y la amplifica para poderla mostrar a algún sistema de inscripción. Además, debe poder eliminarse el problema de ruido con un sistema de filtrado. A continuación se describe el equipo propuesto como parte del anteproyecto presentado en esta tesis.



Dos diseños de brazo de scan

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

3.4.1 Descripción

3.4.1.1 Brazo sensor de posición

Su propósito es el de medir la posición del transductor en el espacio. Se presentan dos alternativas de diseño del brazo de brazo. El primero consiste de un transductor que puede rotar con un ángulo grande en el extremo de dos brazos articulados. Este diseño se esquematiza en la figura 3.4a.

El segundo diseño es similar al que se encuentra comúnmente en los equipos comerciales, en donde el transductor puede, tanto rotar, como realizar movimiento horizontal y vertical (se encuentra ilustrado en la figura 3.4b)

En el sistema de brazo articulado, los ángulos 01,02 y 03 se miden con potenciómetros seno y cosenoidales. La posición y dirección del haz ultrasónico se determina a través de estos ángulos y de esta manera, el sistema de posicionamiento calcula las direcciones necesarias para controlar la línea del eco.

3.4.1.2 Transductor

El transductor o cabeza ultrasónica es el elemento transmisor de ultrasonidos, y contiene un cristal o pieza piezoeléctrica, magnetostrictiva o electrostrictiva, cuyos efectos se explicaron en la sección de propiedades físicas.

El diseño utilizado en el equipo que se propone, se puede ver ilustrado en la figura 3.8. El haz emitido recorre una cierta distancia sin desviarse, y es lo que recibe el nombre de campo proximal; pero llegando a una cierta distancia, el haz diverge hasta perderse constituyendo el campo distal. Dependiendo del diámetro del transductor, el rayo o haz ultrasonoro será más o menos ancho en su campo proximal, siendo deseable un diámetro mínimo óptimo posible para obtener mejores resoluciones. En el diseño propuesto, se pretende un balance entre el diámetro y la resolución pues si se hiciera demasiado enfocado, se caería en el peligro de ocupar poca área. Sin embargo, a este diseño básico, se pueden colocar lentes por delante del cristal con la finalidad de enfocar el haz hacia una determinada distancia, con lo cual se logrará disminuir el diámetro funcional hasta el punto en que se mejore lo suficiente la resolución. Con el lente, se acerca el campo proximal y la divergencia a partir del punto enfocado es mucho mayor, con lo que, en definitiva se consiguen mejores resoluciones en el campo proximal y peores en el distal. (Ver figura 3.9)

3.4.1.3 Amplificadores de recepción

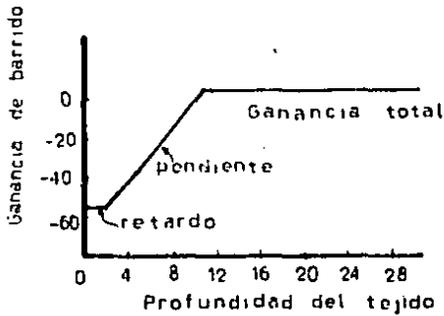
El receptor consiste de una serie de circuitos que procesan las señales de eco de la punta de prueba.

De la señal obtenida del transductor, se procede a someterla a un proceso de preamplificación. En el diseño del preamplificador deberá tomarse en cuenta

la impedancia óptima de la fuente a la frecuencia deseada para que el preamplificador funcione en el nivel más bajo de ruido. Otra consideración importante es la selección de los componentes electrónicos que, deberán ser los apropiados para las frecuencias que se manejan en este tipo de equipos.

El siguiente paso será someter la señal preamplificada al amplificador propiamente, el cual deberá tener la opción de control de ganancia. Para proporcionar una señal uniforme, se escoge utilizar una ganancia compensada en tiempo con una curva como la de la figura 3.5. La ganancia compensada en tiempo es un método de compensación para la atenuación ultrasónica en un rango. La forma como se logra esta TCG tiene tres características principales: el nivel donde comienza, el retraso y la pendiente.

El retardo tiene como función retrasar el inicio de la pendiente por un tiempo determinado. La forma de la TCG depende del tejido o grupo de tejidos que están siendo estudiados, a demás de la frecuencia ultrasónica. Cuando el ajuste es correcto, la intensidad de los ecos será la misma en toda la zona y en toda la profundidad del campo explorado. Si la TCG que se utiliza no fuese la óptima, existirán ecos más fuertes en las cercanías del transductor, en tanto que si fuese excesiva, existirá una atenuación de los ecos cercanos y los ecos serán más fuertes en los campos alejados del transductor.



4.5

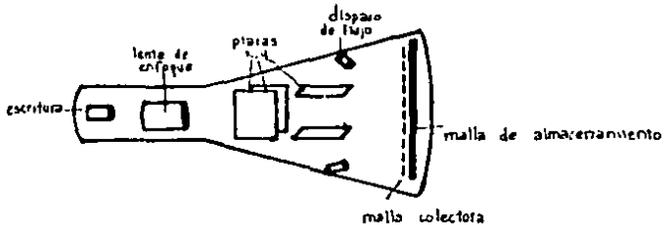


FIG 4.5 TCG típica

TRC de persistencia

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

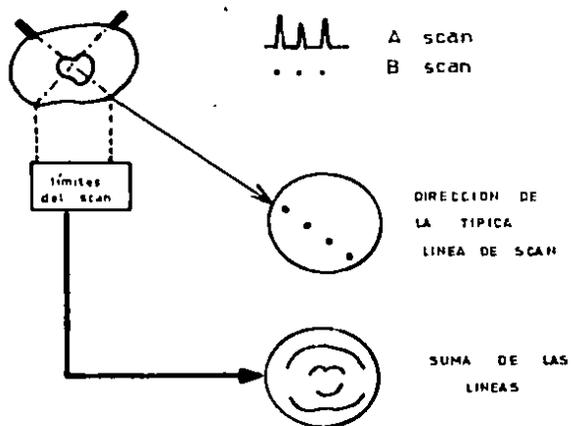
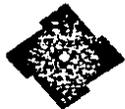


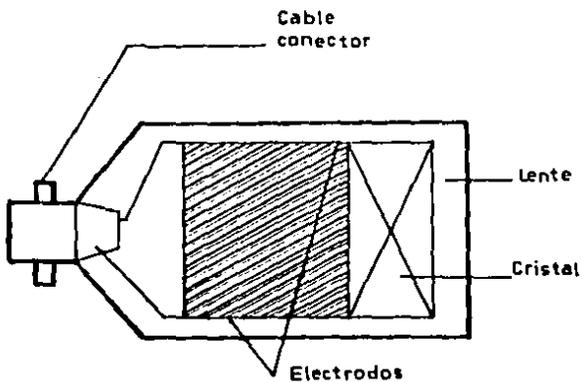
FIG. 4.7



Presentaciones A scope y B scope

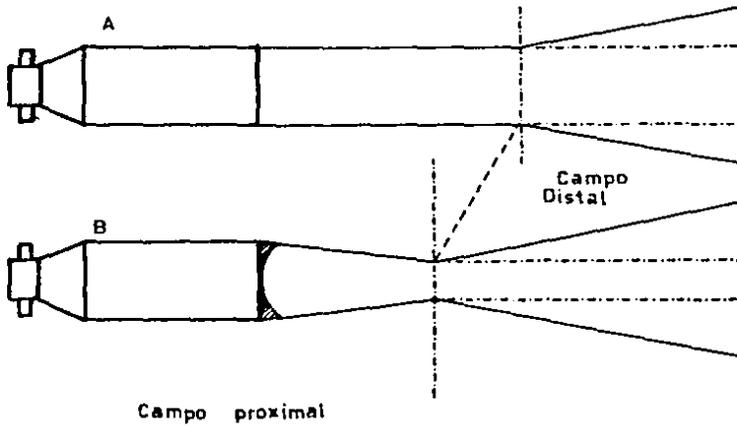
Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



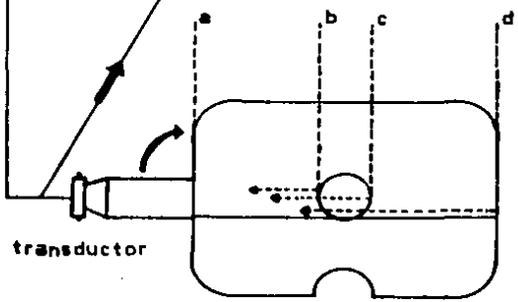
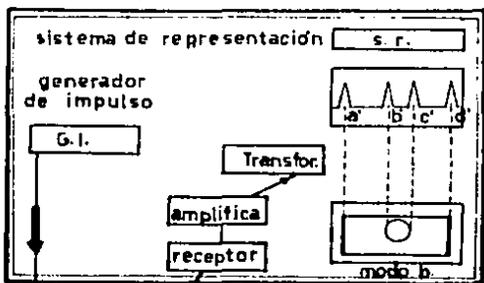
4.8

Diagrama de un transductor



49

	Campos Ultrasónicos
	A. Transductor no enfocado
	B. Transductor enfocado



4.10

	<p>Esquema General del Equipo de Detección Ultrasonico.</p>

Una vez amplificada la señal, se procede a separar la señal emitida por el corazón fetal de la señal del oscilador. Esto se puede lograr con un circuito demodulador, cuyo tipo y características guardará una estrecha relación con el oscilador que se seleccione.

Para el oscilador, deberá seleccionarse un amplificador con características de estabilidad excelentes. Otra característica importante del oscilador es que deberá ser capaz de oscilar a altas frecuencias, del orden de MHz.

Una vez que se tiene la señal que constituye la diferencia entre la emitida y la recibida, se procede a una primera etapa de filtrado, donde se pretende eliminar los ruidos más simples.

Para poder efectuar la monitorización del LCF es necesario someter la señal a un análisis. Se propone un análisis por forma de señal, para lo cual se recomienda el uso de la transformada rápida de Fourier como herramienta en el reconocimiento automático de patrones.

4. CAPITULO 4 : FONOCARDIOGRAFIA

4.1 Introducción

Durante siglos, los profesionales de la medicina se han ayudado para el diagnóstico de ciertos trastornos cardiacos de los sonidos y vibraciones asociados al latido del corazón humano y bombeo de la sangre. La técnica de escuchar los sonidos producidos por los órganos y vasos del cuerpo se denomina auscultación.

No obstante, a pesar de su amplio empleo, la auscultación es completamente subjetiva, y la cantidad de información que se puede obtener escuchando los sonidos cardiacos, depende en gran modo de la pericia y agudeza auditiva del médico.

Los sonidos cardiacos que escucha el médico mediante su estetoscopio se producen realmente en los instantes de cierre de las válvulas más grandes del corazón. Esta coincidencia podría llevar fácilmente a la conclusión errónea de que los sonidos que se oyen se producen principalmente debido al contacto brusco de los velos de estas válvulas. En realidad, esta acción de cierre casi no produce sonido debido al efecto de amortiguamiento de la sangre. La causa principal de los sonidos cardiacos parecen ser las vibraciones producidas en la sangre dentro del corazón debido al cierre repentino de las válvulas.

Para poder retener la información sónica del corazón es necesario poder registrarla de algún modo. El aparato que la registra gráficamente se denomina fonocardiógrafo, y al registro de los sonidos cardiacos se le llama fonocardiograma.

4.2 Propiedades Físicas de la Fonocardiografía

4.2.1 Sonido

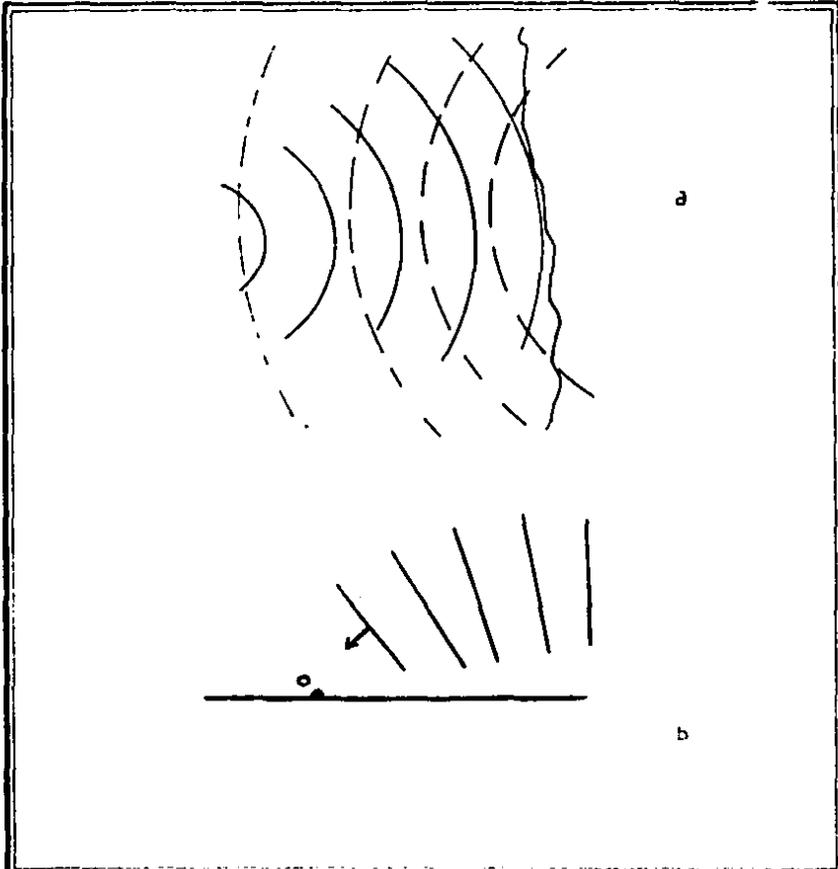
El sonido es una forma especial de los tipos generales de ondas y vibraciones. Su velocidad depende de la densidad y elasticidad del medio a través del cual se propaga. Así pues, al obtener una medida de la velocidad del sonido en un material podemos obtener una serie de medidas que no es posible obtener directamente. Algunas características de interés son las siguientes:

Volúmen: es una característica meramente subjetiva, que involucra la respuesta del oído al sonido. **Intensidad :** involucra una cantidad física definida. Aunque existe ciertamente una relación entre volúmen e intensidad, no hay correspondencia clara entre ambos.

El tono y la frecuencia guardan entre sí la misma relación que el volúmen y la intensidad. El tono es la sensación auditiva y la frecuencia es la medida objetiva. El tono está relacionado con la frecuencia, pero también depende de la intensidad, especialmente en frecuencias altas y bajas.

4.2.1.1 Reflexión y Refracción del Sonido

La reflexión y refracción de las ondas sonoras obedecen a las leyes más simples de la óptica. Así pues, para la reflexión el ángulo de incidencia equivale al ángulo de reflexión, y el rayo incidente, el rayo reflejado y la normal a la superficie se encuentran todos en el mismo plano. Las longitudes de onda de las ondas de luz son generalmente muy pequeñas en comparación con las dimensiones de la superficie reflectora. Sin embargo, como las ondas sonoras tienen mucho mayores longitudes de onda, pueden predominar los efectos de difracción. Sin embargo, si la superficie reflectora es lo suficientemente grande, se puede dar al sonido el mismo tratamiento geométrico que a la luz. La figura 4.1 muestra como las ondas irradiadas de una fuente puntual son reflejadas de una superficie plana, aún con un frente de onda esférico, y parecen ser irradiadas de una superficie puntual situada en el foco de un espejo parabólico son reflejados para formar un haz de rayos paralelos con un frente de onda plano, mientras que las superficies reflectoras esféricas cóncavas pueden ser utilizadas para formar imágenes acústicas de fuentes.



Reflexión y Refracción del sonido

FIGURA 41

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS



La refracción sucede cuando una onda sonora cruza una frontera que separe dos medios en los cuales la velocidad del sonido sea diferente. El seno del ángulo de refracción está relacionado con el seno del ángulo de incidencia con una razón constante, y el haz incidente, el haz reflejado y la normal a la superficie están todos en el mismo plano. Para hacer lentes acústicas se pueden llenar globos que funcionan como tales; si se llena el globo con un gas más denso que el aire, tendremos un efecto de lente convergente, en tanto que si el gas es más ligero que el aire tendremos un efecto divergente.

La refracción ocurre también en la atmósfera

4.2.1.2 Ecos

La reflexión del sonido causa la formación de ecos. Si un sonido es escuchado directamente desde la fuente y después de la reflexión, y si ambos sonidos llegan al observador al mismo tiempo, la intensidad se ve aumentada. Sin embargo, si el intervalo entre la recepción del sonido directo y su reflexión es de alrededor de $1/30$ seg., el sonido parece desdoblado. Si el intervalo es de $1/20$ seg. más pueden distinguirse dos sonidos y se escucha un eco. Supongamos que un observador está parado cerca de una fuente de sonido y de frente a una superficie reflectora. El observador escucha el sonido casi instantáneamente de la fuente y después de la reflexión. Si el intervalo más corto para que un eco sea distinguible es de $1/20$ seg., el sonido debe tomar $1/40$ segundos para regresar. Si asumimos una velocidad del sonido en el aire de 322 m/s, la mínima distancia hasta una superficie reflectora para tener un eco distinguible es de aproximadamente 8.3 mt.

4.2.2 Microfonos

Las variaciones de una onda acústica producen cambios en las propiedades eléctricas de un microfono de tal manera que pueden convertir el sonido en una señal eléctrica. Esta señal eléctrica es susceptible de ser amplificada. Existen diversos tipos de microfones, de los cuales, a continuación se explican algunos.

El microfono de carbón contiene pequeños granos de carbón que están en contacto entre sí y también con el contenedor metálico (fig 4.2) de tal forma que constituyen un gran número de contactos eléctricos. Si hay desplazamientos del diafragma debidos a ondas de sonido, causa cambios de presión en los contactos eléctricos y por lo tanto, cambiará la resistencia eléctrica. Si el microfono se incorpora en un circuito eléctrico cerrado con una fuente constante de f.e.m., el cambio en la resistencia producirá un cambio en la corriente. Si se incluye un transformador en el circuito, este amplificará las variaciones de corriente. Este tipo de microfono es barato y robusto y tiene una alta sensibilidad, así que su uso es muy común. Sin embargo, tiene las siguientes desventajas: produce un ruido de fondo (hiss), los granos son difíciles de empaquetar, y tiene una respuesta de frecuencia irregular, esto es, la sensibilidad varía con la frecuencia.

El micrófono de capacitor consiste en un diafragma de metal muy delgado mantenido bajo tensión separado de una placa de metal fija por un espacio de aire alrededor de 0.025 mm de espesor (ver figura 4.3). Esto forma un capacitor de placas paralelas cuya capacitancia varía con el movimiento del diafragma. Entre más delgada sea la capa de aire, mejor será la sensibilidad del micrófono. Este tipo de dispositivo tiene la ventaja de que, como la capacitancia, es inversamente proporcional a la distancia entre las placas; la salida del micrófono puede hacerse directamente proporcional a la amplitud de la presión en el diafragma para desplazamientos del diafragma que sean pequeñas fracciones del promedio de separación entre las placas. En consecuencia, este tipo de micrófono tiene muy buena respuesta de frecuencia. Sin embargo, tiene una desventaja eléctrica debido a la alta impedancia interna, ya que el amplificador deberá ser diseñado con mucho cuidado, que es frecuentemente construido como un bloque con el micrófono. Otra desventaja de este tipo de micrófonos es la humedad que puede llegar al espacio entre las placas y causar fallas en el funcionamiento del mismo, a demás de que son dispositivos frágiles.

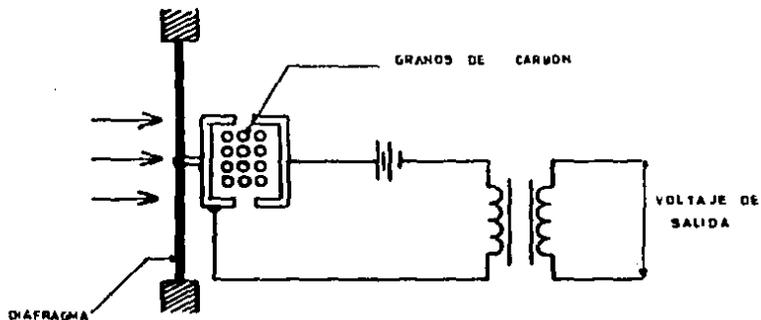


FIG 4.2



Arreglo de un Microfono de Carbon

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Por otro lado, su respuesta de frecuencia es buena y no causan ruido de fondo. Algunos problemas surgen debido a la frecuencia de resonancia del diafragma en sí mismo. Si se aumenta la tensión para elevar esta frecuencia de resonancia por arriba del límite audible, hay una pérdida de sensibilidad en el diafragma a demás de que puede llegar a romperse, ya que el espesor es de apenas 0.04mm. Sin embargo, variando la viscosidad de la capa de aire entre el diafragma y la placa fija, el diafragma tiende a elevar su frecuencia de resonancia.

El microfono de cinta tiene la ventaja adicional de ser direccional. Los microfones descritos con anterioridad hacían uso del efecto de las variaciones de presión acústica sobre el diafragma; en el microfono de cinta no hay diafragma, sino una cinta conductora que se mueve bajo la acción de un campo magnético. Esto significa que la tensión de salida es proporcional a la velocidad del movimiento. Se coloca una cinta mecánica delgada, comunente de papel aluminio entre dos piezas polares de un imán, como muestra la figura 4.4

Un sonido incidente causa el movimiento de la cinta, induciendo una tensión entre A y B. Si ambos lados de la cinta están abiertos al campo de sonido, el microfono opera como un microfono de velocidad, pero a altas velocidades, la longitud de onda de los sonidos es del mismo orden que las dimensiones del sistema, así que el frente de la cinta aísla a las de atrás de las ondas sonoras. Entonces, el instrumento se comporta como un microfono de presión. La propiedad direccional se debe a que la cinta está confinada a moverse en una sola dirección y es independiente de la frecuencia. Este tipo de microfono tiene una buena respuesta frecuencial, no ocasiona ruido de fondo y es robusto. Sus desventajas son: salida relativamente baja y la tendencia de la cinta a aletear con el aire, que puede dar problemas en usos en exteriores.

El microfono de bobina móvil consiste en un diafragma rígido con una suspensión circunferencial elástica, de tal forma que el diafragma se mueve como un pistón (ver fig 4.5). Una bobina va montada al diafragma y puede moverse en un campo magnético radial. Cuando una onda sonora llega, causa variaciones de presión y el diafragma se mueve como un pistón y en la bobina que está sujeta a este. A medida que esta se mueve a través del campo magnético, se induce una corriente en la bobina. Este tipo de microfono tiene una buena respuesta de frecuencia y no causa ruido de fondo; tiene a demás una buena sensibilidad y el diseño es robusto, sin embargo, cuando es utilizado para propósitos direccionales, tiene la desventaja de que ocurre una cierta disminución de frecuencias.

El microfono de cristal utiliza cristales piezoeléctricos. En cristales tales como las sales de Rochelle, un esfuerzo mecánico va asociado con una polarización eléctrica, esto es, con el cristal cortado a lo largo de un cierto eje, una cara se carga positivamente y la otra negativamente.

En un montaje de micrófono de cristal, es común ver dos cristales montados en forma de "sandwich". Conforme el montaje es deformado por una onda sonora, el primer cristal sufre una compresión y el otro es puesto bajo tensión. Cada cristal está metalizado por ambos lados para facilitar el contacto eléctrico. Se utilizan las conexiones en serie y en paralelo; la conexión en serie nos proporciona una tensión eléctrica de salida mayor, mientras que la conexión en paralelo nos da una impedancia interna más baja. Para evitar las resonancias en el rango de frecuencias de trabajo es necesario tener placas de cristal muy delgadas.

Los micrófonos de cristal tienen muy buena respuesta de frecuencia, son robustos, no causan ruido de fondo, y son mejores que los de carbón. Por otro lado, requieren un amplificador bien diseñado, y los del tipo direccional presentan discriminación de frecuencia asociada con la dirección.

4.2.3 Algunas Consideraciones sobre los Sonidos Cardíacos

Los sonidos cardíacos son de duración muy breve, aproximadamente, 1/10 seg cada uno, mientras que los murmullos normalmente abarcan todo el intervalo entre los sonidos normales. En la figura 4.7 se muestra un registro de los sonidos cardíacos normales y varios tipos de murmullos.

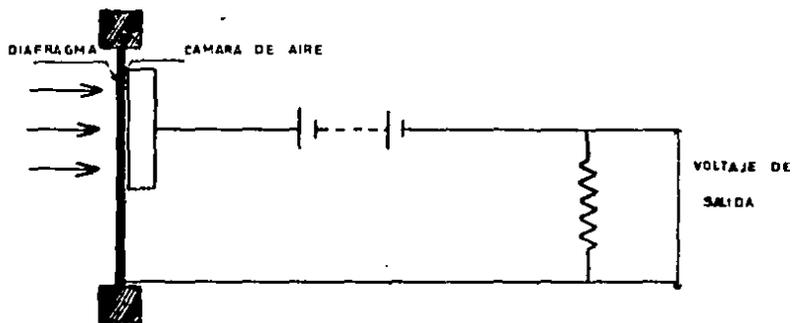


FIG 4,3



Microfono de Capacitor

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

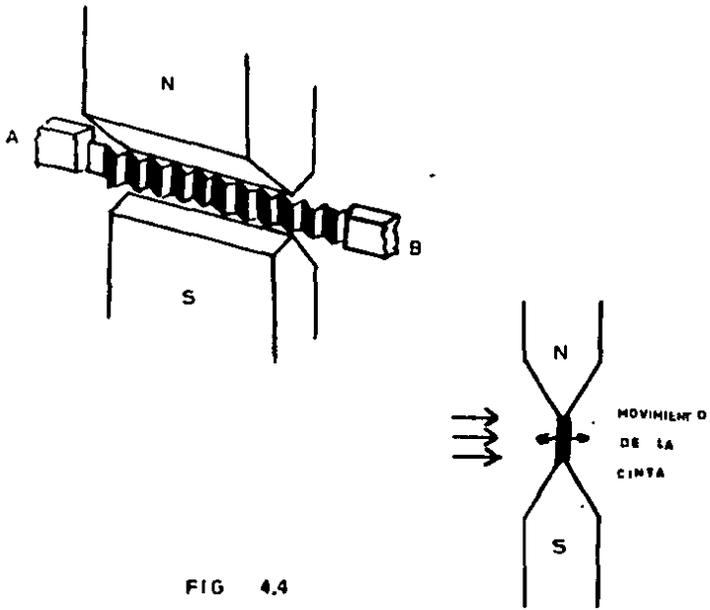


FIG 4.4



Microfono de cinta.

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

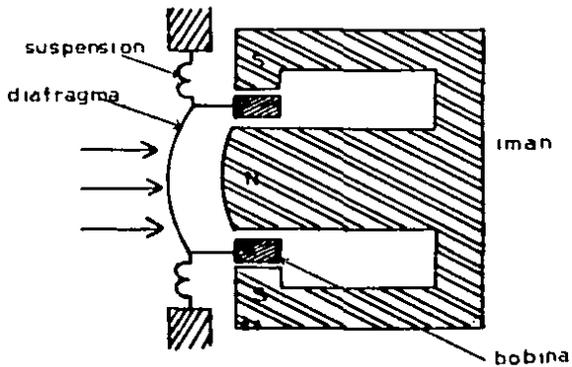


FIG 4.5



Micrófono de bobina móvil

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

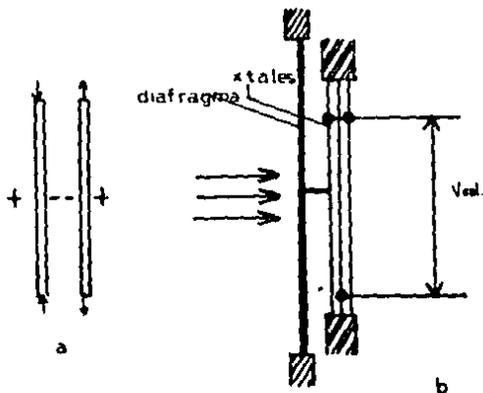


FIG 4.6

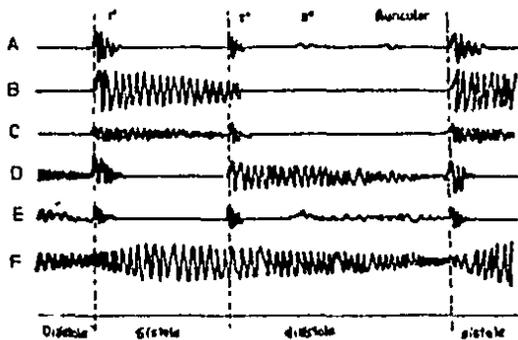


a) Esfuerzo en Cristales piezoelectricos

Micrófono de cristal

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS



- A.- Normal
- B.- Estenosis aórtica
- C.- Regurgitación mitral
- D.- Regurgitación aórtica
- E.- Estenosis mitral

FIG 4.7



Sonidos normales y anormales

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Hay a demás una diferencia en el espectro de frecuencia de los sonidos cardiacos normales y anormales. La componente principal del primer tono cardiaco es del orden de 30 a 45 Hz, con la mayor parte de la señal por debajo del umbral de la percepción sonora. El segundo tono cardiaco suele ser de frecuencia más alta que el primero, con una componente principal entre 50 y 70 Hz. El tercer tono es una vibración sumamente debil, cuya componente principal es de 30 Hz o menos. Por otro lado, los murmullos producen a menudo sonidos de frecuencia mucho mayor. Un tipo de regurgitación particular produce, por ejemplo un murmullo del orden de 100 a 600 Hz.

4.3 Propiedades Médicas de la Fonocardiografía

La fonocardiografía es un método ampliamente usado en la cardiología que permite estudiar los sonidos cardiacos para poder establecer una diagnóstico.

El registro cardiaco del RCF o del adulto, permite al observador estar a una distancia del paciente y permite también la auscultación continua. Más aún, los impulsos sonoros pueden ser convertidos en forma inmediata en trazos gráficos. Algunos inconvenientes del método son los siguientes: El microfono detector recibe ruidos como pueden ser los intestinales de la madre, sonidos de los músculos y paredes uterinas e inclusive ruidos de la ropa de cama de la mesa de labor. Por lo tanto, el circuito que ha de procesar la señal, debe tener un sistema de filtrado suficientemente efectivo como para dejar un trazo limpio. Otra fuente de ruido constante durante la labor son las contracciones uterinas, que afectan la señal fetal y cuya intensidad puede llegar a enmascarar completamente la señal.

Entre las ventajas del método están : El método es no invasivo, y es completamente inocuo, pues es un método meramente receptor de señal, más que emisor/receptor.

4.3.1 Metodica de la Exploración

Un prerrequisito para obtener un registro fonocardiográfico es disponer de un cuarto silencioso. El aislamiento es sumamente útil pero no indispensable. No debe haber interferencia sonora de otros aparatos. La paciente deberá permanecer en reposo y contener la respiración cuando sea indicado. Como se puede ver, es prácticamente imposible cumplir con algunas de las anteriores condiciones durante una labor de parto, lo que hace indispensable un sistema sofisticado de filtrado.

Todos los trazos deberán ser obtenidos en una secuencia definida y consistente para que cada trazo pueda ser analizado e identificado correctamente. Para cada área deberá utilizarse un microfono adecuado y, de acuerdo con la recepción de señal, se ajustará la ganancia del aparato. Lo anterior puede controlarse también automáticamente.

4.3.2 Sonidos Cardíacos

4.3.2.1 Primer Ruido

La génesis del primer ruido (1R) es objeto de discusión; varios autores refieren su primer componente de alta frecuencia al cierre de la válvula mitral, y la segunda al cierre de la válvula tricúspide.

El interés clínico del primer ruido es muy limitado. El asincronismo fisiológico entre los cierres valvular mitral y tricúspide origina un discreto desdoblamiento del primer ruido en muchas personas (20 a 30 milisegundos). Este desdoblamiento es anormalmente amplio en las casos de bloqueo completo de rama derecha pero está muy poco influido por un retraso en la condición del ventrículo izquierdo.

4.3.2.2 Chasquido Sistólico

Los chasquidos protosistolicos han sido denominados "ruidos de eyección" para poner en relieve su relación con el comienzo de la eyección ventricular y diferenciarlos de los chasquidos meso y telesistolicos.

El ruido de eyección aórtica es de alta frecuencia. Su intensidad varía poco con la respiración. En los trazos fonocardiográficos el ruido de eyección aparece de 90 a 120 mseg después del comienzo del QRS y de 40 a 60 mseg tras el primer ruido.

4.3.2.3 Segundo Ruido

Las componentes de alta frecuencia del segundo ruido (2R) se atribuyen generalmente al cierre asincrónico de las válvulas aórtica y pulmonar. Con la medición simultánea de las presiones aórtica y pulmonar ventricular, se ha podido demostrar que el cierre valvular aórtico precede al cierre valvular pulmonar en unos 28 mseg.

4.3.2.3.1 Segundo Ruido Normal

El ensanchamiento inspiratorio del desdoblamiento de 2R es un fenómeno fisiológico que debe buscarse para la valoración cardíaca de los pacientes. Su presencia excluye realmente gran número de condiciones patológicas.

El cierre de la válvula aórtica puede ser identificado por su sincronismo con la secuencia del carotidograma, ya que coincide con la muesca, teniendo en cuenta un retraso de 20 a 30 mseg entre los acontecimientos acústicos y mecánicos. (Ver figura 4.8)

4.3.2.4 Tercero y Cuarto Ruidos

El tercer ruido apical (3R) se ausculta corrientemente si hay ansiedad y condiciones hiperclínicas. El tercer ruido mitral suele registrarse más fácilmente en los canales de baja frecuencia. El intervalo entre segundo y cuarto ruidos varía entre 100 y 160 mseg.

El cuarto ruido (4R) auricular o golpe presistólico, se ausculta solo excepcionalmente en personas sanas, aunque puede ser registrado en los canales de baja frecuencia en niños sanos.

4.3.3 Ritmo Cardíaco Fetal

La auscultación del corazón fetal en el comienzo de un dolor verdadero revela la disminución de la intensidad de los ruidos cardíacos, seguida por un retardo pronunciado de la frecuencia usual de 140/min hasta 110 o 100/min.

Este ritmo más lento persiste durante toda la contracción y quince a treinta segundos después de ella para volver a su valor anterior. Este retardo del ritmo cardíaco fetal se asocia siempre con los dolores del parto y no es motivo de preocupación. Sin embargo, cuando la frecuencia no se normaliza en el tiempo estipulado, y sobre todo, si permanece de 100 latidos por minuto durante los intervalos entre las contracciones, la observación es patológica y significa sufrimiento fetal.

La bradicardia transitoria asociada a los dolores de parto es causada por la sucesión de los siguientes fenómenos:

1. Compresión de los espacios intervellosos por una pared uterina contraída, aumentada por la compresión de la superficie fetal de la placenta debida al aumento de la presión del líquido amniótico.
2. Menoscabo de la circulación placentaria con la consiguiente anoxia del cerebro fetal.
3. Estimulación del centro vagal por esta anoxia.

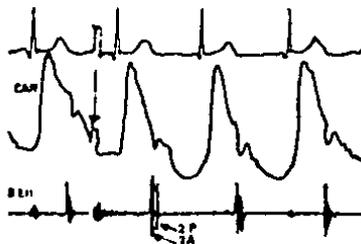
En resumen: la bradicardia fetal asociada con cada contracción uterina se debe a la hiperactividad transitoria del nervio vago estimulada por la anoxia cerebral. Reynolds ha reproducido el efecto circulatorio de los dolores del parto colocando un peso de 3 kg sobre el útero de una oveja preñada, con el que causa compresión de la circulación placentaria y aumento de la presión en el líquido amniótico. Inmediatamente aparece la bradicardia fetal asociada con el aumento de la presión sanguínea del feto.

La frecuencia del latido suele variar entre 120 y 140 LPM y es un ruido doble parecido al tic-tac de un reloj. Para contarlo sin ayuda de equipo, generalmente se compara con el materno.

Otros ruidos que pueden escucharse durante la auscultación a demás del LCF en los últimos meses de gestación son: soplo funicular, soplo uterino o placentario, ruidos ocasionados por los movimientos fetales, pulsaciones de la madre y gorgoteo intestinal materno.

El soplo funicular fetal o umbilical es un ruido agudo y silbante, isócrono con las pulsaciones fetales que se escucha aproximadamente en el 15% de los casos. Es muy inconstante y a veces se percibe claramente en un examen y no

se aprecia al siguiente. Es originado por la sangre que pasa por las arterias umbilicales, cuando estas han sufrido torcedura, tensión o compresión como sucede, por ejemplo en el cordón umbilical cuando se enrosca en el cuello del feto. No es un sonido de mucho valor para el médico.



Se puede ruido normal a un ritmo de 70/min. Se puede identificar 2A por su relación fija con la insuflera diferida del carotidograma, a la que se anticipa unos 20 msec. En el primer ciclo cardíaco, el segundo ruido es débil (en espiración). Durante la inspiración (cuyo comienzo lo indica la flecha vertical, el segundo ruido está notablemente desdoblado, con un intervalo 2A-2P de 40 msec.

FIG 4,8



El soplo uterino es un sonido suave y soplante, isócrono con el pulso materno, que suele oírse más claramente al auscultar la porción inferior del útero. Se debe al paso de la sangre por los vasos uterinos dilatados. Este signo no es característico del embarazo, pues puede presentarse en cualquier estado en el que haya considerable flujo de sangre a los órganos genitales.

De igual manera, cuando se hace la auscultación es posible apreciar ciertos movimientos fetales, y a menudo se escucha claramente el pulso materno al auscultar el abdomen, y no en pocas ocasiones, la pulsación de la aorta es inusitadamente ruidosa.

En ocasiones, el pulso materno es tan rápido que, en el momento de efectuar la exploración se asemeja al corazón fetal.

4.4 *Cómo Sería Nuestro Equipo*

4.4.1 Introducción

En los primeros tiempos de la auscultación, el médico escuchaba los tonos cardiacos colocando su oído sobre el pecho del paciente, directamente sobre el corazón; en obstetricia, el sonido cardiaco era escuchado a través de una especie de corneta denominada Pinar. Más tarde surgió la idea del estetoscopio.

El estetoscopio (de las palabras griegas *stethos*, pecho y *skopein*, examinar) es simplemente un instrumento que transporta la energía acústica del pecho del paciente al oído del médico a través de una columna de aire. Hay muchas configuraciones de estetoscopio, pero la más familiar consta de dos auriculares conectados a la cámara normal o pieza pectoral. Dado que el sistema es exclusivamente acústico, no hay amplificación de sonido, excepto la que pueda ocurrir de la resonancia y otras características acústicas. Lamentablemente, sólo una pequeña parte de la energía de los tonos cardiacos se encuentra dentro del espectro de frecuencias audibles. Por lo tanto, desde los albores de la electrónica se han hecho intentos para convencer a los profesionales de la medicina de la ventaja de amplificar los sonidos cardiacos, con la idea de que si se pudiese aumentar el nivel de sonido, se podría oír una fracción mayor del espectro del tono y se podría alcanzar una mayor capacidad de diagnóstico. A demás, un equipo de alta fidelidad sería capaz de reproducir el espectro de frecuencias completo, omitido en gran parte por el estetoscopio. A pesar de las mencionadas ventajas, el estetoscopio electrónico nunca ha caído en la gracia del médico.

El transductor básico para fonocardiograma es el microfono, que es una pieza pectoral tipo estetoscopio, y debe tener la respuesta frecuencial necesaria oscilando, generalmente desde menos de 5 Hz hasta por encima de 1kHz.

La salida deberá ser amplificada por medios electrónicos, y el amplificador

deberá tener características similares a la respuesta del micrófono. El amplificador deberá trabajar en audiofrecuencias sin ningún problema. Antes del amplificador, sin embargo, es necesaria una etapa de preamplificación. Las características necesarias del circuito son las siguientes: estará en acción directa con los filtros en relación de 5 octavas que tienen frecuencias de corte en 25, 50, 100 y 200 Hz, así como de 400 Hz. Por lo tanto, el preamplificador debe permitir su funcionamiento en estos rangos.

La señal amplificada entrará a un filtro pasabajos selectivo que permita ajustar la frecuencia de corte superior según el ruido y otras consideraciones. En caso de que la pluma de registro asociada sea inadecuada para reproducir las frecuencias más altas, se emplea un integrador y se registra simultáneamente la envolvente de las frecuencias superiores a 80 Hz.

Un dispositivo de salida del equipo es un registrador de papel de alta frecuencia, fotográfico o un osciloscopio. Dado que la mayor parte de los registradores de pluma con galvanómetro tienen frecuencia superior limitada a unos 100 o 200 Hz, para el registro fiel de los tonos del LCF se requieren registradores con galvanómetros fotográficos u ópticos.

La presencia de frecuencias más altas de fonocardiograma, indica una posible alteración cardíaca. Por esta razón, el análisis espectral de los tonos cardíacos puede proporcionar un medio diagnóstico útil para discriminar las anomalías. El mismo tipo de análisis se requiere para la monitorización automática; este tipo de análisis requiere un computador digital con una conversión analógico-digital rápida y algún tipo de software para la Transformada de Fourier. La figura 4.9 muestra un espectro típico de los tonos cardíacos.

El amplificador para fono, debe tener alta ganancia, elevada impedancia de entrada y entrada diferencial con un buen rechazo de modo común así como adaptarse adecuadamente a la banda de frecuencias del micrófono.

En el sistema de filtrado, además del filtro pasabajos, se sugiere utilizar un juego de filtros pasabanda con 6 bandas para detectar los principales sonidos, en combinación con galvanómetros de alta frecuencia para poder obtener los registros gráficos adecuados.

Otra opción es el sistema logarítmico, en el cual, las vibraciones de baja frecuencia, que en el sistema anterior (estetoscópico) llegan al sistema de registro, en este caso no son registradas, imitando la respuesta auditiva humana. El amplificador utilizado es el de tipo logarítmico, con la finalidad de enfatizar las altas frecuencias.

Un buen sistema de registro es el de haz gemelo, en el cual el haz superior representa el LCF y el inferior es una referencia temporal.

Algunos aditamentos que suelen mejorar la calidad acústica son: Una campana de apertura moderada, una campana pequeña y un diafragma

denominado de Bowles.

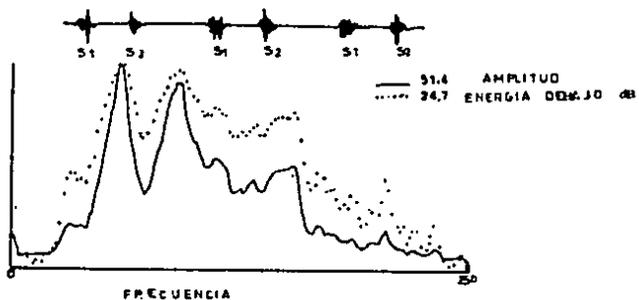


FIG 4.9



Espectro frecuencial de los sonidos

cardíacos

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

5. CAPITULO 5 : ELECTROCARDIOGRAFIA

5.1 Introducción

El electrocardiograma (ECG o EKG) es el registro gráfico o la visualización por otro medio de los potenciales variables con el tiempo producidos por el miocardio durante el ciclo cardiaco. En la figura 5.3 se muestra la forma básica del electrocardiograma normal. Las ondas P,Q,R,S y T reflejan la despolarización y repolarización eléctricas, rítmicas del miocardio asociadas con las contracciones de las aurículas y los ventrículos. El electrocardiograma se utiliza clínicamente para diagnosticar diversas enfermedades y condiciones asociadas con el corazón.

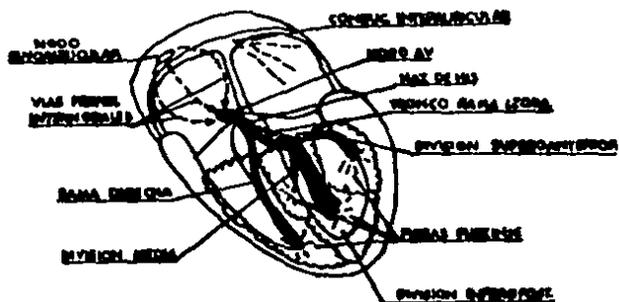
La señal registrada en un ECG depende en gran manera de la configuración de conexiones empleada. En general, para alcanzar un diagnóstico, el cardiólogo observa con detalle los distintos intervalos de tiempo, las polaridades y las amplitudes. Algunos valores normales de las amplitudes y duraciones de parámetros importantes del ECG son las siguientes:

Amplitudes	
Onda P	0.25 mV
Onda R	1.60mV
Onda Q	25% de R
Onda T	0.1 a 0.5 mV

Duraciones	
Intervalo PR	0.12 a 0.20 seg
Intervalo QT	0.35 a 0.44 seg
Segmento ST	0.05 a 0.15seg
Onda P	0.11 seg
Intervalo QRS	0.09 seg

Para emitir una diagnóstico, normalmente el cardiólogo observa primero el ritmo cardiaco. El valor normal oscila entre 60 y 100 LPM. Un ritmo más lento que este se denomina bradicardia y uno más rápido se denomina taquicardia. A continuación se observa si los ciclos están separados uniformemente. Si no sucede así, es síntoma de arritmia. Si el intervalo PR es mayor de 0.2 seg, cabe sospechar bloqueo de nódulo AV. Si falta alguno de

los componentes básicos del ECG, o más, es síntoma de algún tipo de bloqueo cardíaco.



5.1



Dibujo Esquemático del Sistema Especifico de
conducción

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

En individuos sanos, el electrocardiograma se mantiene razonablemente constante, si bien el ritmo cardiaco cambia ante las demandas del organismo. Hay que tener en cuenta la posición del corazón dentro de la región torácica del cuerpo, así como la posición de este (erguido o recostado), influyen en el eje eléctrico del corazón. Esta propiedad resulta de utilidad para poder determinar la posición fetal en electrocardiografía fetal. El eje eléctrico se desplaza continuamente describiendo en cada caso, el ciclo cardiaco. El eje eléctrico es paralelo al anatómico y se define como la línea a lo largo de la cual se desarrolla la mayor fem en un instante dado del ciclo cardiaco.

En condiciones patológicas, se pueden producir ciertas alteraciones del ECG. Se incluyen entre estas: la alteración de las vías de propagación de la excitación del corazón, el cambio de origen de las ondas (latidos ectópicos) en la magnitud de una o más de las componentes y diferencias en la duración de las ondas o intervalos.

5.2 Propiedades Físicas de la Electrocardiografía

5.2.1 Introducción

La electrocardiografía es el registro de la actividad eléctrica del corazón por medio del electrocardiógrafo.

Por cada revolución cardiaca (sístole y diástole) se registra una curva o trazo electrocardiográfico que, en ausencia de arritmias se repite con la misma cadencia y que representa el paso del estímulo desde el nodo sinusal, donde nace, hasta el miocardio ventricular a través del llamado Sistema Específico de Conducción (ver fig 5.1).

La activación de una estructura cardiaca, igual que la activación de una célula cardiaca, comienza con la despolarización de dicha estructura y después sigue con la repolarización, para terminar con una fase de reposo eléctrico. En la figura 5.2 puede verse el proceso de activación cardiaca, de forma comparable como se produce la caída de las sucesivas fichas de dominó cuando se empuja la primera de ellas.

La curva electrocardiográfica está formada por una serie de inflexiones que, cuando se registra con el electrodo situado en la zona de la pared ventricular izquierda, presenta una morfología parecida a la de la figura 5.3. La despolarización se registra en el electrocardiograma (ECG) como la deflexión inicial, puesto que el estímulo eléctrico nace en el nodo sinusal, se llama onda P. La repolarización de las aurículas apenas se ve porque está enmascarada por las fuerzas generadas por la despolarización ventricular, que ocurre a continuación.

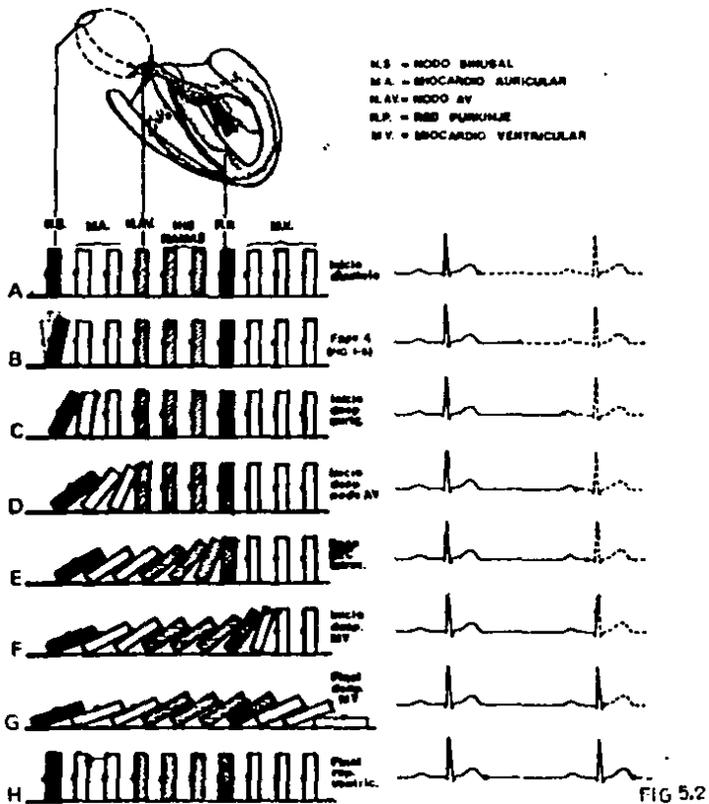
Dichas fuerzas originan el complejo QRS, siendo Q la primera deflexión negativa, R la primera deflexión positiva y S la deflexión negativa que sigue a una positiva. La repolarización de los ventrículos, que, como es lógico, sigue al complejo QRS está formada por un espacio isocárdico más o menos corto,

segmento ST, seguido de una onda generalmente positiva de ascenso más lento que el descenso, llamada onda T. Entre el final de la onda P y el inicio del QRS, el segmento PR, el estímulo camina por el nodo AV y el HAs de His, y sus ramas no originan en el ECG cionvencional de superficie ninguna deflexión. (fig 5.2)

Al final de la onda T, final de la sístole ventricular, y hasta el inicio de la onda P siguiente, el inicio de la sístole auricular, la inscripción del ECG demuestra una línea recta isocéfrica que corresponde a la fase de reposo de todas las células cardíacas.

5.2.2 Derivaciones

Para lograr un registro verdaderamente completo de la actividad cardíaca es necesario tomar registros desde distintas partes del cuerpo, es decir, con distintas derivaciones electrocardiográficas, lo que consiste en colocar los electrodos de registro en diferentes partes del cuerpo.



Secuencia de activacion cardiaca.

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Existen derivaciones bipolares, que registran las diferencias de potencial entre dos puntos del cuerpo, y derivaciones monopolares, que registran la diferencia de potencial entre un punto del cuerpo y otro punto de potencial nulo. Las derivaciones bipolares, como su nombre lo indica, tienen dos polos, uno positivo y otro negativo, y se llama línea de derivación a la línea que une esos dos polos. La línea de derivación en las derivaciones monopolares es la que pasa por el punto explorado y el centro eléctrico del corazón.

El corazón es un órgano tridimensional y, debido a que no se puede registrar en una superficie plana una imagen tridimensional, es necesario encontrar las derivaciones que reflejen las proyecciones de las fuerzas eléctricas cardíacas sobre al menos, dos planos, con el fin de conocer las mismas, se dirigen hacia arriba o hacia abajo, derecha o izquierda y adelante o atrás. Para ello es suficiente que existan derivaciones que recojan las fuerzas eléctricas cardíacas proyectadas sobre el plano frontal. El plano frontal, nos orienta sobre si las fuerzas van hacia arriba o abajo, y el horizontal, si van hacia adelante o atrás; los dos, si van hacia la derecha o izquierda.

En electrocardiografía fetal, se utiliza un principio análogo al anterior, utilizándose las derivaciones: oblicua derecha, oblicua izquierda, media y transversa para determinar la presentación fetal. Analizando los registros como los que se muestran en la figura 5.3, puede saberse la presentación del producto. La derivación media es la más comúnmente utilizada en ECG fetal externa, pues ofrece la ventaja de proporcionar un alto porcentaje de registros positivos. Este hecho puede deberse a que los productos se encuentran comúnmente en posición longitudinal, lo que hace, vectorialmente que el ventriculograma fetal se localice con mayor frecuencia en dicha derivación.

Las otras tres derivaciones, a demás de servir para localizar el ventriculograma fetal, en caso de no estar presente en la derivación M, pretenden correlacionar esta señal con algunas de las tres derivaciones estándar del recién nacido, al pretender construir el triángulo de Einthoven. Todos los electrodos se colocan, desde un principio en los sitios correspondientes a las cuatro derivaciones, y el cambio de las mismas se efectúa manualmente, excepto en aquellos equipos que cuentan con selección automática.

En electrocardiografía fetal interna, los electrodos se colocan en el cráneo fetal o en la espina dorsal, y pueden colocarse una vez que las membranas ya se han roto. Es posible colocarlas en los inicios del parto, cuando el cérvix está apenas dilatado.

En cuanto a la determinación de la presentación fetal en ECG fetal externa; si el pico de voltaje apunta hacia arriba en la derivación media, se deduce que la presentación es cefálica, en tanto que en las derivaciones oblicuas, si hay mayor nivel de tensión en la derecha que en la izquierda, implica que el dorso está a la derecha; y a la izquierda si la tensión mayor en la derivación O.D.

En los trazos, puede haber diferencias de morfología, así como en la

frecuencia, siempre que se encuentren dentro de los límites normales. Así pues, si la variación llega a ser tan grande como, desde 75 hasta 200 LPM, puede indicar agonía fetal.

En un trazo materno-fetal es muy fácil diferenciar el latido materno del fetal, y ello debido a las diferencias frecuenciales. Generalmente son positivos los complejos maternos en las derivaciones OI y T.

La predominancia de los complejos maternos en las derivaciones M y OI es negativa. Si los complejos fetales son de mayor duración a la típica, puede haber indicios de sufrimiento fetal crónico. Si la frecuencia es más o menos constante, pero hay variaciones considerables en la morfología del complejo fetal, es indicio probable de cardiopatía congénita compleja. Dos signos que pueden indicar sufrimiento fetal son: complejos con morfología distinta a demás de frecuencia. Cuando la frecuencia es constante y la morfología variable, el indicio es de cardiopatía congénita in útero.

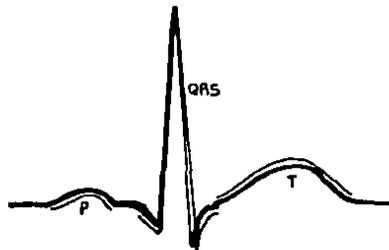


FIG 5.3



Trazo típico de ECG tomado con un electrodo enfrentado con la pared libre de la cavidad

izquierdo

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

La ECGF se recomienda en los siguientes casos:

- Para determinar la vitalidad desde las doce semanas
- Ausencia de LCF
- Paciente con insuficiencia ístmico-cervical.
- Arritmia Fetal
- En todos los casos de embarazos de alto riesgo
- Comportamiento fetal durante procedimientos médico-quirúrgicos
- Valoración de efectos de ciertas drogas(digital, potasio, diuréticos y otras)
- Valoración del estado materno-fetal durante el esfuerzo
- Documento objetivo para fines legales (indicación de aborto)
- Conocimiento del estado fetal durante la labor de parto
- Sufrimiento fetal agudo o crónico

Algunas de las indicaciones para el ECGF interno son:

- Como monitor de embarazo de alto riesgo en labor de parto
- Prueba de contractilidad uterina para validar la tolerancia de labor de parto
- Estudios de investigación

5.2.3 Propiedades Fisiológicas de la ECG

5.2.3.1 Células Cardíacas

5.2.3.1.1 Tipos

Desde el punto de vista anatómico-funcional, las células cardíacas son de dos tipos: contráctiles y específicas.

Las contráctiles, cuya función principal es la mecánica de bomba, son todas ellas parecidas entre sí (largas y estrechas). Electrofisiológicamente corresponden, como las de Purkinje a las células llamadas de respuesta rápida.

Las células específicas tienen como principal función la forma del estímulo y conducción del mismo, desde el nodo sinusal, donde normalmente nacen, hasta las fibras contráctiles auriculares y ventriculares.

5.2.3.1.2 Propiedades

Las propiedades eléctricas de las fibras cardíacas relacionadas con el electrocardiograma son: automatismo, excitabilidad y conductibilidad.

5.2.3.2 Activación Cardíaca

La activación es el proceso de la despolarización y la propagación espontánea de este proceso, hacia las membranas vecinas de las células miocárdicas. Las células sanas del miocardio en descanso, se polarizan normalmente y este es su estado habitual. La polarización celular se refiere a la condición de la superficie de la membrana de cada célula, tiene una acumulación de cargas positivas en la parte exterior y que se encuentran equilibradas con un número igual de cargas negativas en la parte inferior (fig 5.4).

Tomando en cuenta este, la polarización persiste hasta que alguna influencia externa, por ejemplo, un estímulo artificial o bien, la aparición de una onda de actividad natural, induzca la despolarización.

La despolarización consiste no solamente en la abolición de la distribución normal de las cargas de ambos lados de la superficie de la membrana, sino que implica un regreso de esa distribución normal, de tal manera que, durante la despolarización, la parte externa de la membrana tiene cargas negativas y la parte interna tendrá cargas positivas. La figura 5.5 es una representación diagramática de una célula miocárdica en la cual se ha introducido una despolarización en una pequeña área de la superficie de la membrana.

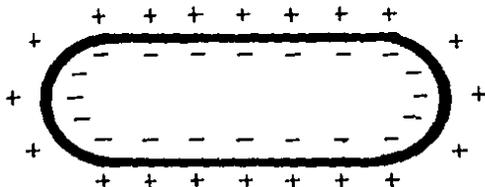


FIG 5.4

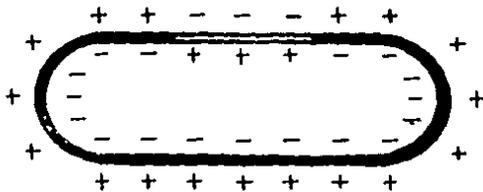
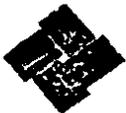


FIG 5.5



5.4 Membrana Polarizada uniformemente

5.5 Pequeña área despolarizada

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

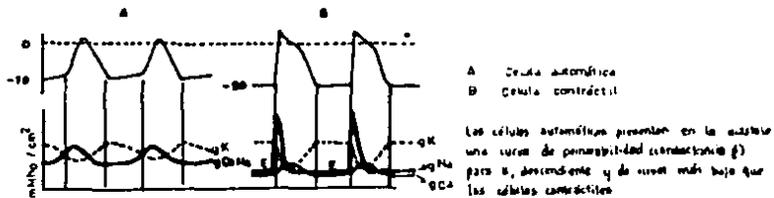
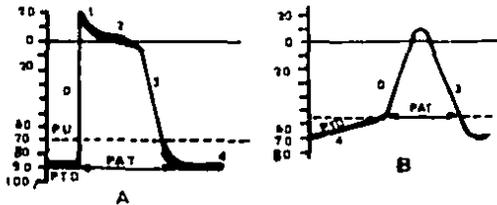
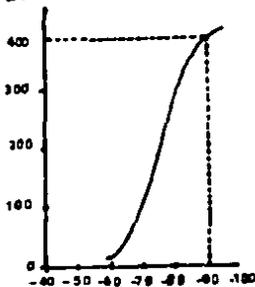


FIG 5,6



dv / dt



Valor del PTP
 en mV

FIG 5,7



Fig 5,6 A. fibra miocárdica contráctil
 B. fibra miocárdica automática

Fig 5,7 dv/dt se refiere a la velocidad de respuesta

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

La autopropagación de la despolarización ocurre debido a que entre las membranas despolarizadas y polarizadas existen condiciones de batería con cargas positivas y negativas adyacentes, dando lugar a una corriente que es suficientemente grande para inducir la despolarización en los segmentos adyacentes que continúa hasta que toda la membrana se encuentre despolarizada. Por lo tanto, la despolarización se propaga como una onda a través de la membrana de las células miocárdicas. La despolarización es una onda que tiene propiedades vectoriales, es decir, magnitud y dirección. Su magnitud depende simplemente de la masa de miocardio que se encuentra despolarizada. Su dirección depende de: la superficie de la membrana en la cual la despolarización se encuentra inducida por primera vez, y la distribución anatómica del miocardio disponible para la despolarización que se indica en ese punto. La propagación de la activación eléctrica sobre el miocardio ventricular da lugar a complejos QRS.

5.2.3.2.1 Fase de Polarización Diastólica

Todas las células cardíacas, tanto las contráctiles como las específicas están más o menos polarizadas durante la diástole. Esto quiere decir que en la diástole existe un equilibrio entre las cargas eléctricas positivas de fuera (fundamentalmente de Na y Ca) y las negativas dentro de la célula (aniones).

Sin embargo, solo se puede hablar de un equilibrio diastólico cuando nos referimos a células contráctiles, pues en ellas, el potencial transmembrana diastólico PTD es estable y por ello, se puede hablar de auténtico potencial de reposo transmembrana PRT. En todas las células específicas, en cambio, existe un cierto grado de disminución del PTD a lo largo de la diástole; o sea un cierto grado de despolarización diastólica.

El hecho de que las células contráctiles tengan un PTD estable y las células automáticas uno descendente, así como el nivel de PTD tiene una base iónica. Esta es la misma base que tiene el fenómeno de automatismo celular. Este se produce cuando en la diástole se cruzan permeabilidades o conductancias del K, que disminuye y el de Na y Ca superior a la saliente del K; esta es una condición básica para que se forme un potencial de acción transmembrana PAT. (Ver fig 5.6). La fase de polarización diastólica corresponde a la fase 4 que empieza al final del PAT y termina cuando se inicia otro PAT (figuras 5.6 y 5.7).

5.2.3.2.2 Fase de Repolarización Celular Sistólica

Una vez despolarizadas las células, tienen que repolarizarse. Toda la célula despolarizada tiene intrínsecamente la capacidad de recuperarse o repolarizarse.

En la célula, esto se consigue cuando se han recuperado todas las cargas eléctricas que tenía en la fase de reposo, lo cual no ocurre en forma simultánea en toda la célula. En las células contráctiles existe una fase de repolarización

lenta, durante la cual la difusión de K al exterior celular sirve para compensar la pérdida de cargas positivas exteriores debida a la entrada rápida de Na y Ca, que ya ha empezado, pero aún entran iones positivos de Na y Ca merced a los canales lentos. Sin embargo, la curva de PAT pasa de la máxima polaridad invertida (+ 20mV) hasta 0. La repolarización de las células de respuesta lenta tiene un mecanismo iónico parecido, aunque no existe la fase 1 y la fase 2 es más breve.

5.2.3.2.3 *Electrograma Celular*

Cuando se coloca un microelectrodo en el interior celular y otro en el exterior y se activa la célula, se obtiene la curva monofásica del PAT (fig 5.7).

Cuando se coloca un electrodo en un lado y por fuera de una célula y se activa la misma desde otro lado, se registra una curva distinta : la curva del electrograma celular, que es en igual dirección que la PAT pero con morfología diferente. Esta curva representa el registro de la despolarización y repolarización desde fuera de la célula (fig 5.8). En ECG clínica, las curvas obtenidas son semejantes porque el procedimiento de registro es el mismo.

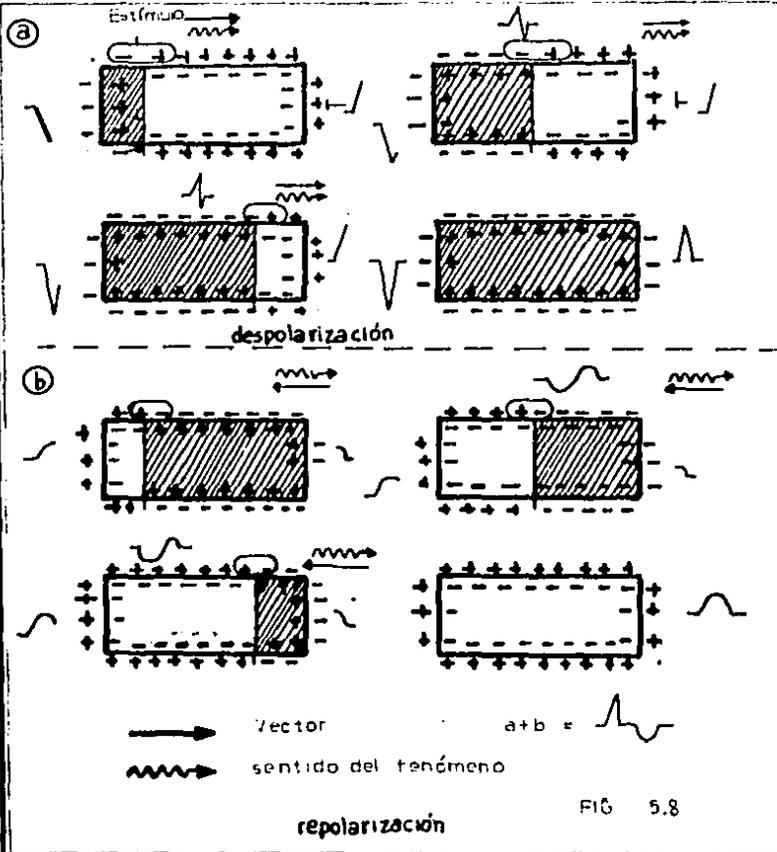


FIG 5.8



Origen de la curva del electrocardiograma celular

La (a) según la teoría del dipolo

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

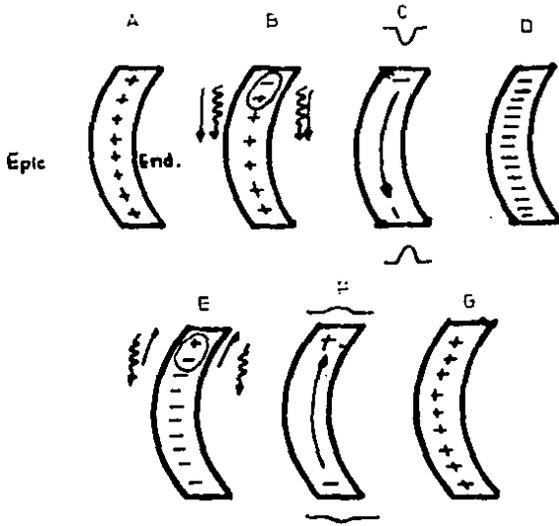


FIG 5,10

- A fase de reposo auricular
- B y C Secuencia de despolarización
- D Despolarización completa
- E F Secuencia de repolarización auricular
- G de nuevo; reposo celular

↓ Vector del fenómeno de despolarización y repolarización

⤿ Sentido del fenómeno



Repolarización Auricular

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

5.2.3.3 Concepto de Dipolo

Se denomina dipolo a la pareja de cargas eléctricas (+ y -) o (- y +) que separa la parte de la superficie celular con cargas positivas de la parte celular con cargas negativas. Esta pareja de cargas puede pues, formarse durante la despolarización y repolarización, pero no una vez completadas estas.

La diferencia de potencial que existe entre la carga eléctrica + y - la podemos expresar como un vector que tiene su origen en la carga negativa y termina en la positiva. Los electrocardiogramas registran diferencias de potencial entre una zona positiva y otra negativa, o entre una positiva y otra cero. Dichas diferencias de potencial pueden tener expresión vectorial y este vector se registrará como una deflexión positiva o negativa, según la que el electrodo explorador esté enfrentando con su inicio o terminación.

5.2.3.4 Concepto de Hemicampo

Una línea perpendicular a cualquier derivación, que pasa por el centro del corazón divide al cuerpo en dos hemicampos : uno positivo y otro negativo. En una derivación dada, un vector se enfrenta con el polo positivo o negativo de dicha derivación, o que dicho vector caiga en el hemicampo positivo o negativo de la misma. Cuando un vector está situado en la línea de separación de los hemicampos de una derivación, se registra una deflexión *isodifásica*.

5.2.3.5 Activación Cardíaca

Con los aparatos convencionales de ECG solo se registra la activación muscular auricular y ventricular.

5.2.3.5.1 Activación Auricular: Aa de P

El sitio normal de formulación de impulsos marcapasos en el corazón es el nodo sinusal, pequeña estructura en forma de elipse, de unos cuantos mm de longitud, situada cerca de la vena cava superior en su unión con la aurícula derecha. A partir del impulso sinusal se reproduce la despolarización encadenada de todo el corazón, primero en las aurículas, para después propagarse el estímulo a través del sistema específico de conducción y despolarizarse los ventrículos (fig 5.1).

Los caminos que sigue el estímulo sinusal para llegar al nodo AV y a la aurícula izquierda vienen determinados por tres vías de conducción preferencial internodal, constituidas fundamentalmente por células musculares auriculares y por una vía de conducción preferencial intraauricular situada en la parte alta el septum, donde se encuentran las células específicas.

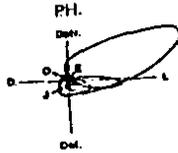
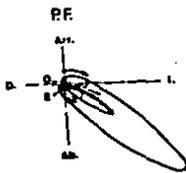
Actualmente se considera que la activación auricular se realiza no a expensas de auténticos haces, sino de vías musculares de conducción preferencial, con velocidad de propagación de estímulo no uniforme.

5.2.3.5.2 *Despolarización Auricular*

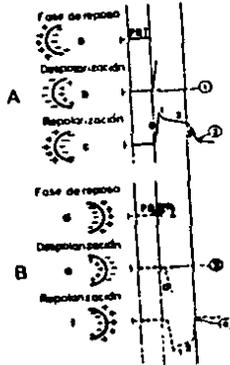
La despolarización auricular, a pesar de seguir los caminos de conducción preferencial y de no presentar en todas las zonas auriculares una misma velocidad de conducción, configura unas líneas isócronas de propagación del estímulo bastante concéntricas (fig 5.9).

Siguiendo estos caminos, se despolariza primero la cara externa de la aurícula derecha, después su cara anterior y el septum interauricular, llegando la onda de activación a la unión AV a los 0.04 a 0.05 seg. Al mismo tiempo llega el estímulo de la aurícula izquierda, fundamentalmente por la parte alta anterior del septum, siendo sucesivamente despolarizadas la cara anterior y la cara posterior de la A.I.

En conjunto, la despolarización auricular dura entre 0.07 y 0.11 seg., y se pone en manifiesto en el ECG por la onda P, la primera parte de la cual corresponde a la despolarización de la A.D. y la segunda la de la A.I. La despolarización del nodo AV se inicia aproximadamente en la mitad de la onda S.



EO = eje de P
 OJ = eje de QRS
 JE = eje de T
 EJ = ejes de ST



- ① Inicio despolarización parte alejada
- ② Inicio despolarización parte próxima
- ③ Final repolarización parte alejada
- ④ Final repolarización parte próxima



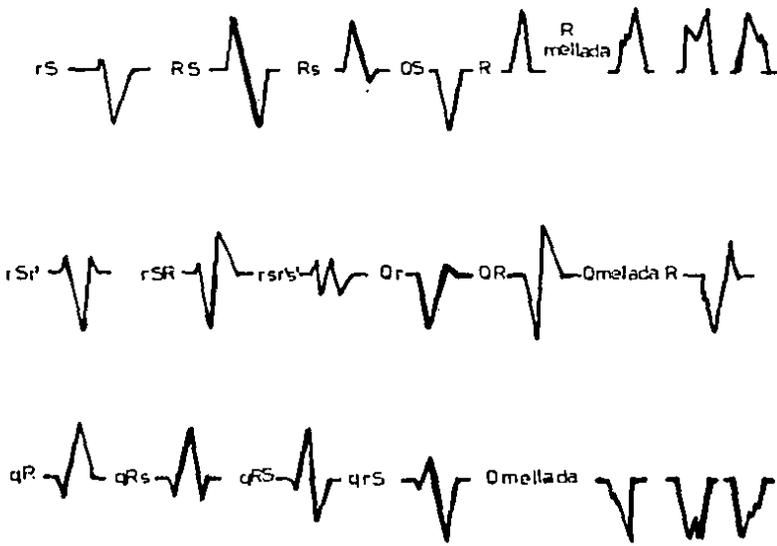


FIG 5,14



Morfologías más frecuentes del complejo QRS

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

5.2.3.5.3 Repolarización Auricular

Se inicia en las primeras zonas que se han despolarizado, en su conjunto, siguiendo la misma dirección y sentido que la despolarización aunque, al formarse el dipolo, (fig 5.10) el vector resultante tiene la misma dirección pero sentido opuesto. Por este motivo, la onda de repolarización auricular (ST-T) tiene una polaridad opuesta a la de la onda P. Dicha onda es de muy poco voltaje y a demás queda enmascarada generalmente por el complejo QRS que se superpone. Solo en casos de bloqueo AV se ponen en manifiesto otros males.

5.2.3.5.4 Activación Ventricular: Asas QRS yT

Paso del estímulo de las aurículas a los ventrículos. La onda de despolarización auricular, que se propaga por las aurículas a través de los caminos de conducción preferencial, alcanza la parte alta del nodo AV a través de tres grupos de células transicionales en tres áreas distintas, una anterior superficial, una anterior profunda y otra posterior.

A través del nodo AV, sobre todo en su parte más alta, la onda de excitación se propaga muy despacio (aproximadamente de 0.02 a 0.05 m/s) como se puede apreciar en la figura 5.11, alcanzando el Has de His después de 50 a 80 mseg. Los potenciales generados por la despolarización del Has de His y las dos ramas debido al número reducido de fibras que le componen, no se registran en el ECG convencional, corresponde al registro del espacio isoelectrico que existe entre el final de la onda P y QRS.

5.2.3.5.5 Despolarización Ventricular: Asa del QRS

El vector resultante de la despolarización de la parte media del tabique, explica la morfología inicial del QRS en las distintas derivaciones electrocardiográficas y corresponde aproximadamente a los primeros 10 milisegundos de la activación ventricular y por lo tanto, del QRS.

La despolarización del corazón se puede dividir en tres fases, cada una de ellas representable vectorialmente. Durante la primera fase (10mseg) se despolariza la parte media del septum, originándose un vector pequeño que va hacia la derecha y hacia arriba o hacia abajo; durante la segunda fase (30 a 40 mseg) se despolariza la mayor parte de la pared libre de ambos ventrículos y la parte baja del septum, originándose un vector importante dirigido hacia la izquierda y algo hacia atrás, y generalmente hacia abajo; y en la tercera fase (15 a 25 mseg) se origina un vector pequeño dirigido hacia arriba y algo hacia atrás y a la derecha.

5.2.3.5.6 Repolarización Ventricular: Asa de T

El camino seguido por la repolarización ventricular es la curva vectocardiográfica de la onda T, y suele tener una dirección y rotación semejante a la de la despolarización aunque está dirigida un poco menos hacia

atrás. (fig 5.12)

5.2.3.6 Correlación entre la PAT y el ECG

Debido al hecho de que la zona subendocárdica es la primera que se despolariza y la última que se repolariza, el PAT subendocárdico empieza antes y termina después que el subpericárdico.

Si se parte de la base de que el PAT de una célula del VI es igual a la suma de PAT de la parte alejada del electrodo y la parte próxima, podemos ver (fig 5.13) cómo la parte intermedia del PAT subendocárdico se cancela con el PAT subpericárdico, originando una línea isoeleétrica. La parte inicial y final de dicha suma de PAT, que en realidad corresponde a la parte inicial y final del PAT subendocárdico, da lugar a dos deflexiones positivas, el complejo QRS y la onda T del ECG porque el PAT del subendocardio se inicia antes y termina más tarde en el PAT subpericárdico.

POSITIVAS



APLANADA

PICUDA

BIMODAL

NEGATIVAS



DIFASICAS



FIG 5,15



Morfologías de las ondas P y T.

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

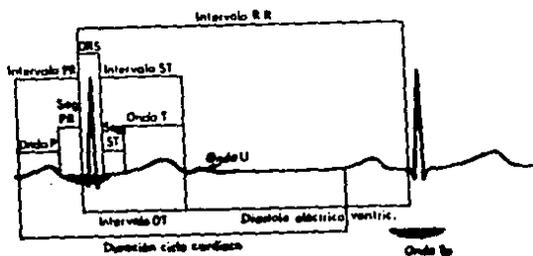
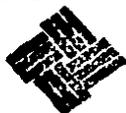


Fig. Relaciones temporales entre las diferentes ondas del ECG y nomenclatura de los diferentes intervalos y segmentos (véase texto).



Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

La presencia y tamaño relativo de las posibles componentes del complejo QRS puede ser indicada convencionalmente usando una combinación de letras minúsculas qrs, Q,R,S. Las reglas para este convencionalismo son las siguientes:

1. La primera onda positiva se llama r o R.
2. Cualquier onda positiva que siga a la primera onda r se llama r' o R'.
3. Una onda negativa se llama s o S si sigue a una r o R.
4. Una onda negativa se llama q o Q si viene antes de r o R.
5. Cualquier onda enteramente negativa se llama qs o QS.
6. Las desviaciones muy grandes se denominan con la correspondiente letra mayúscula.
7. Las desviaciones pequeñas se denominan con minúsculas.

La morfología de las ondas P y T pueden apreciarse en la figura 5.15. La onda U puede ser positiva o negativa. Generalmente cuando existe, tiene la misma polaridad que la onda T a la que sigue. La representación morfológica de los fenómenos eléctricos de cada ciclo cardiaco, registrada con un electrodo enfrenado con la pared libre del VI, es parecida a la de la figura 5.3. En la figura 5.16 podemos ver a demás las relaciones temporales entre P, QRS T y U y la nomenclatura de los distintos intervalos y segmentos. A continuación se definen los principales:

Intervalo PR : es la distancia comprendida desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS. También se denomina intervalo PQ. Segmento ST: va del final del QRS al inicio de la onda T. Intervalo QT: Va del principio de la onda T a su final. La repolarización auricular ST-TA queda enmascarada normalmente por las potentes fuerzas de despolarización ventricular, situándose aproximadamente en la zona rayada de la figura 5.16.

5.2.3.7 Morfologías Normales de las Derivaciones Precordiales

5.2.3.7.1 Morfología del complejo QRS

El complejo QRS es la manifestación eléctrica en la superficie de un cuerpo, de la despolarización del miocardio ventricular. Ya que el tronco se comporta como un conductor de volumen, el sitio en el tronco donde se coloca el electrodo de registro tendrá un efecto importante en los registros obtenidos. La activación de los ventrículos comienza en el lado izquierdo del septum interventricular, desde donde se dirige de izquierda a derecha a través del endocardio al epicardio en las paredes libres de ambos ventrículos. A pesar de que la secuencia completa de la despolarización ventricular es un proceso complicado, es posible simplificarlo dividiéndolo en tres etapas: Despolarización del septum interventricular, despolarización de la pared libre del VI y despolarización de la pared del VD. (fig 5.17).

En la figura 5.18 se muestran las 3 fases. Las magnitudes relativas de las deflexiones resultantes se representan por la longitud de las flechas. La fase 1 ocurre inicialmente sola, seguida de la resultante de la combinación de las fases 2 y 3.

5.2.3.8 Criterios de Normalidad para la Morfología de los Complejos QRS de las Derivaciones Precordiales

Los complejos QRS de la derivación V1 muestran una pequeña onda positiva inicial seguida de una gran onda negativa. El complejo QRS en V6, típicamente muestra una pequeña negatividad seguida de una gran onda positiva. Siguiendo la nomenclatura anteriormente descrita, se puede decir que:

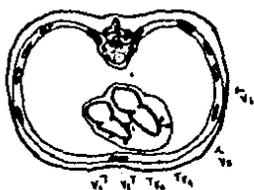


FIG 5.17

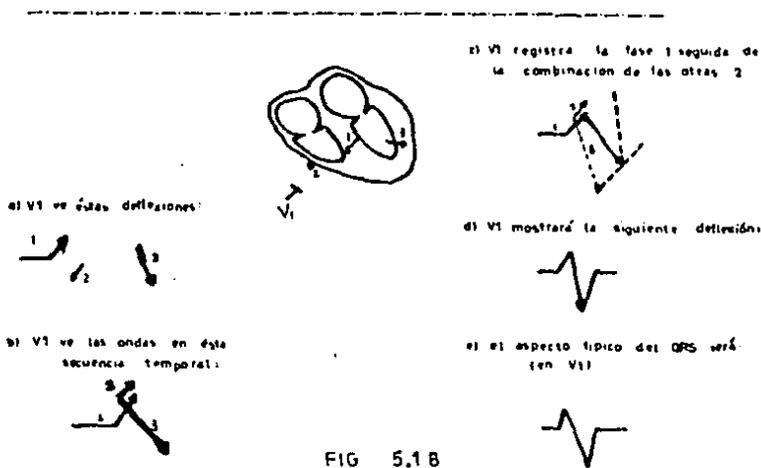


FIG 5.18



FIG 3 Fases de la despolarización ventricular

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

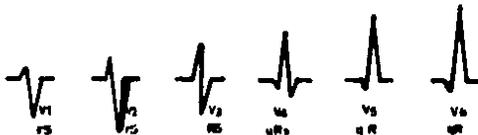
FIG
5.19FIG
5.20

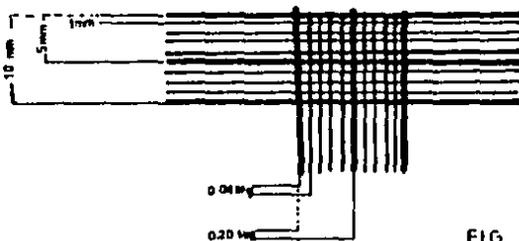
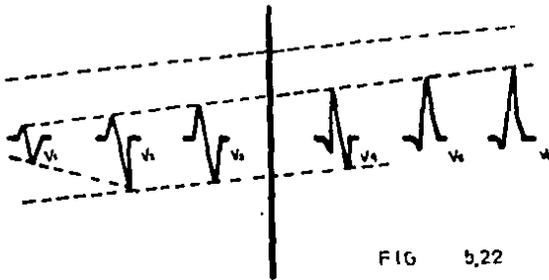
FIG. 5.21



Formas de QRS en las distintas derivaciones

Aida Rebeca González G.

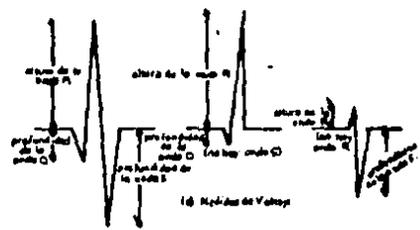
ING DE SISTEMAS



Cuadrícula electrocardiográfica

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



(b) Medidas de Voltaje

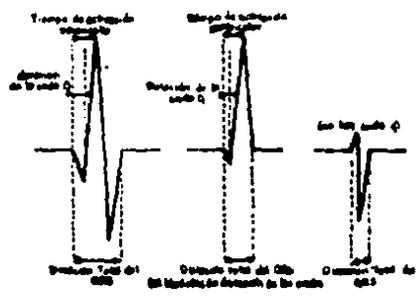


FIG 5,24



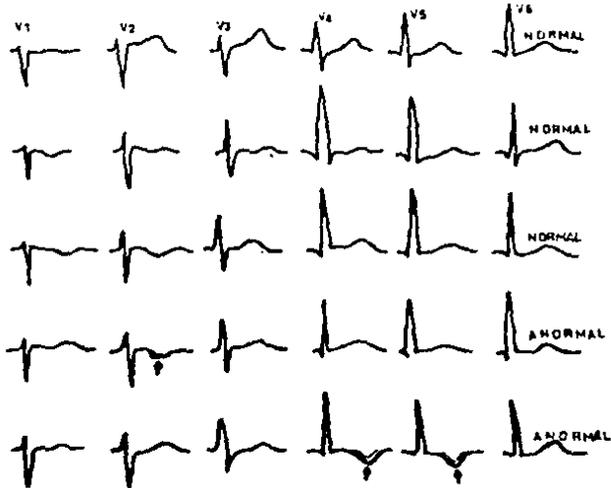


FIG. 5,25

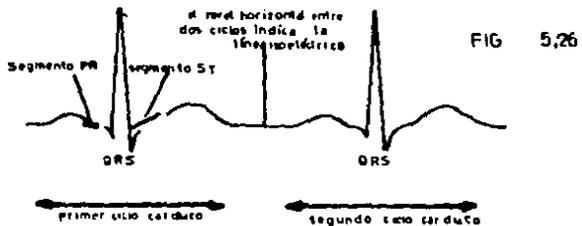


FIG Ondas T normales y anormales

FIG Segmentos y línea isoelectrica

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

QRS en V1 muestra un patrón rS (fig 5.19); el QRS de V6 muestra un patrón qR (fig 5.20). La forma en las demás derivaciones se puede apreciar en la figura 5.20.

Las principales características en estas morfologías son las siguientes:

1. Generalmente el tamaño de la onda positiva inicial aumenta progresivamente desde V1 hasta V6.
2. El tamaño de la onda negativa que sigue a R puede o no aumentar de V1 a V2, pero invariablemente disminuye en las derivaciones siguientes.
3. La dirección de la parte inicial del QRS es hacia arriba en V1, 2 y 3, y hacia abajo de V4 a V6. (ver fig 5.22)

5.2.3.9 Dimensiones de los complejos QRS

Las deflexiones electrocardiográficas se registran sobre una cuadrícula que facilita su medida (fig 5.23). Basándonos en la figura 5.24 podemos ver que: la altura de la onda r será la altura en mm de la primera deflexión positiva por arriba de la línea de base. La profundidad de la onda Q será la profundidad en mm de cualquier onda negativa inicial por abajo de la línea de base. La profundidad de la onda S será la profundidad en mm. de cualquier negatividad precedida por una onda R. La duración de la onda Q será el tiempo en segundos desde que inicia la onda Q hasta el punto donde cruza la línea de base para continuar con la línea R.

La figura 5.25 muestra varios trazos de adultos normales en los cuales existen tres series de derivaciones precordiales con complejos QRS y ondas T normales y dos series de derivaciones precordiales con QRS y T.

5.2.3.10 Segmento ST

Existe una sola regla para determinar la normalidad de dicho segmento: no debe desviarse más de 1mm por arriba o abajo de la línea isoeleétrica en ninguna de las derivaciones precordiales. La línea isoeleétrica es el nivel horizontal de registro en el momento en que no hay actividad cardíaca (fig 5.26).

En la figura 5.27 el intervalo T-P es claramente visible y la posición horizontal de T-P marca la línea isoeleétrica.

5.2.3.11 Ondas P

Las derivaciones V1 y V2 muestran una onda positiva como respuesta a la despolarización del la AD, en tanto que las de la AI muestran una deflexión negativa.

5.3 Equipo Electrocardiográfico

El corazón, como ya se vio, es una bomba de sangre, bajo el comando del sistema eléctrico de conducción. El paso de la corriente, que genera diferencias

de potencial entre las distintas partes del cuerpo puede ser detectado con electrodos superficiales colocados sobre la piel. La forma de onda producida por estos biopotenciales es el electrocardiograma.

El electrocardiógrafo utiliza un preamplificador diferencial. La circuitería de entrada consiste de la alta impedancia del amplificador bioeléctrico, un selector de derivación, una fuente de calibración y el sistema de registro. El amplificador será uno de aislamiento. La respuesta de frecuencia de -3dB del amplificador utilizado en los registros diagnósticos es de 0.05 a 100 Hz, mientras que los equipos de monitorización tienen una respuesta de 0.05 a 45 Hz.

5.3.1 El Galvanómetro

Es un instrumento que sirve para medir las corrientes extremadamente pequeñas. En su forma común, el sistema de deflexión consiste de una larga bobina de alambre suspendida entre las piezas polares de un imán permanente por medio de un sujetador de cobre u oro de unas milésimas de pulgada de ancho y menos de 1 milésima de espesor. Un pequeño espejo montado en una bobina sirve como señalador óptico que indica la posición de la bobina reflejando el haz de luz a la escala prefijada. La corriente es conducida desde y hacia la bobina a través de los sujetadores y la reacción que produce la corriente en la bobina con el campo magnético radial en que está suspendido produce un efecto de torque que tiende a girar el sistema.

La sensibilidad de un galvanómetro se logra utilizando más vueltas en un alambre más delgado o reduciendo el área transversal y la rigidez de los suspensiones.

A demás de seleccionar un instrumento con una sensibilidad correcta de tensión es necesario conocer la resistencia del circuito en la que va a ser utilizado. Esta deberá ser equivalente o ligeramente mayor que la resistencia crítica de amortiguamiento del instrumento para que el sistema tenga un ligero sobrepaso respecto a su punto de equilibrio de tal forma que su tiempo de establecimiento sea mínimo.

El galvanómetro también puede ser utilizado en forma balística para integrar una corriente transitoria o un pulso de tensión de duración corta. La carga de un capacitor puede ser medida si este se descarga a través de un galvanómetro observando en este último la magnitud del primer movimiento respecto de su posición de equilibrio. La respuesta del instrumento, aún a una corriente de pequeña duración define la sensibilidad de coulomb.

De una forma similar, un pulso de tensión proveniente de cambios en un campo magnético relacionado con una bobina de alambre, es una medida del cambio total en el acoplamiento entre el campo y la bobina.

En la actualidad existen una infinidad de sistemas específicos para las aplicaciones médicas: movimiento de cuerda, bobina móvil, e inclusive sistemas de haz electrónico para el registro de las curvas electrocardiográficas en papel.

El equipo de galvanómetro utiliza el principio básico que se ilustra en la figura 5.30. El esquema representa solo dos conexiones al cuerpo humano, las cuales pueden alterarse para lograr las diversas combinaciones por el selector de puntas. Existen dos propiedades importantes del galvanómetro en este principio: el movimiento de la cuerda o bobina depende de la dirección del flujo de corriente a través de la bobina. Esto, por supuesto está determinado por la relación entre los potenciales existentes en A y B de la siguiente manera: si B es relativamente más positivo que A, la deflexión de la bobina es hacia arriba; si A es relativamente más positivo que B, la deflexión será hacia abajo. La segunda de las propiedades es que el galvanómetro mide solamente la diferencia de potencial entre las 2 puntas. Así pues, un potencial positivo de 20 mV en A y un potencial en B produce una deflexión en el galvanómetro de 5+.

Las doce derivaciones convencionales se muestran en la figura 5.30.

Los electrocardiógrafos de galvanómetro de hilo han sido sustituidos por instrumentos que disponen de amplificación electrónica. Esto permite aparatos menos sensibles pero más robustos. Los primeros electrocardiógrafos que utilizaron amplificadores electrónicos, llevaban como registrador un oscilógrafo Duddell.

5.3.2 Transductores

Para medir los potenciales bioeléctricos hace falta un transductor capaz de convertir los potenciales bioeléctricos y corrientes iónicas en potenciales y corrientes eléctricas. Un transductor de este tipo consta de dos electrodos que miden la diferencia del potencial iónico entre sus puntos de aplicación respectivos. Los electrodos de este tipo pueden dividirse en tres grupos básicos:

Microelectrodos : Son los utilizados para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de la célula.

Electrodos superficiales : son los utilizados para medir potenciales en la superficie de la piel (ECG convencional)

Electrodos de aguja : son los que atraviesan tejidos para registrar potenciales (ECG fetal invasivo).

Los electrodos para hipotenciales presentan la interfase metal/electrolito. En cada caso aparece un potencial de electrodo en la interfase proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo. Dado que la medida de potenciales bioeléctricos requiere de dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre los dos potenciales instantáneos de los electrodos. Si los dos electrodos no son idénticos, da lugar a una tensión continua importante que puede dar lugar a un flujo de corriente a través de ambos electrodos, así como a través del amplificador al cual están conectados. La tensión continua debida a la diferencia de potenciales de electrodo es la *Tensión de Offset de los electrodos*.

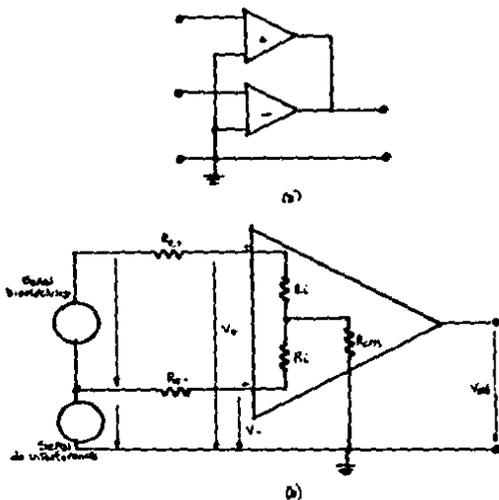


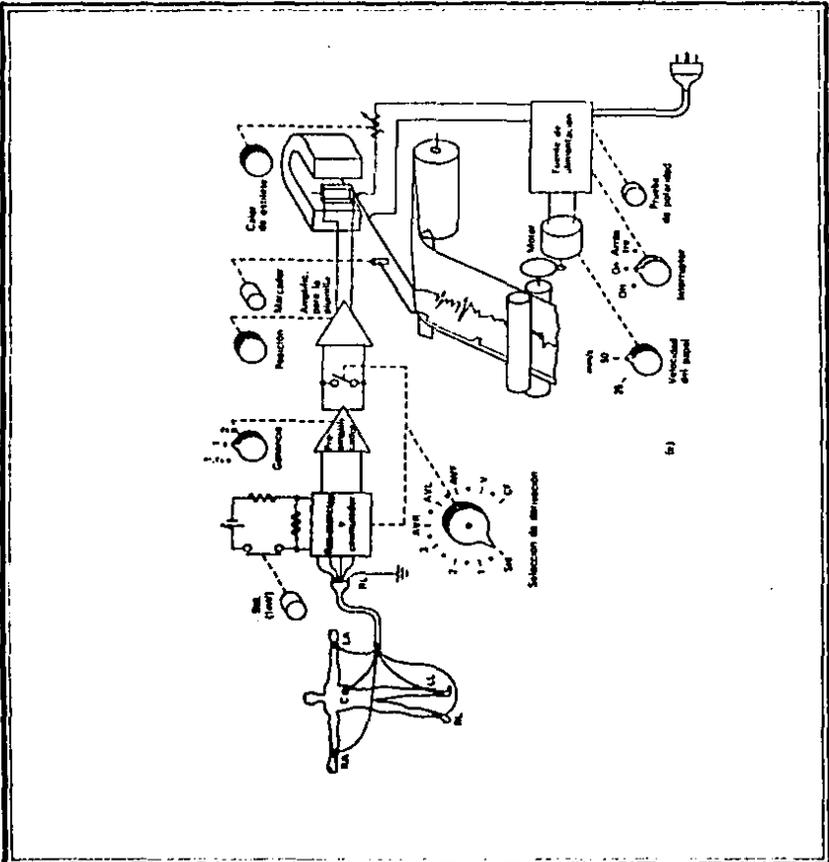
FIG 5.32



El Amplificador diferencial

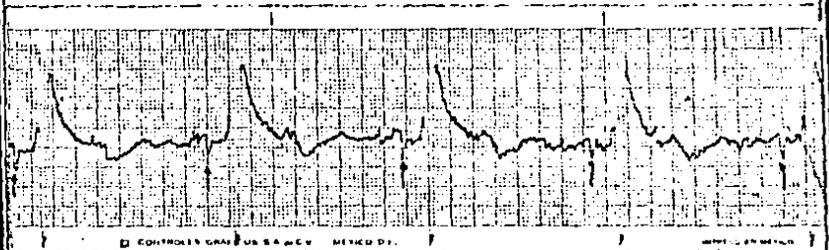
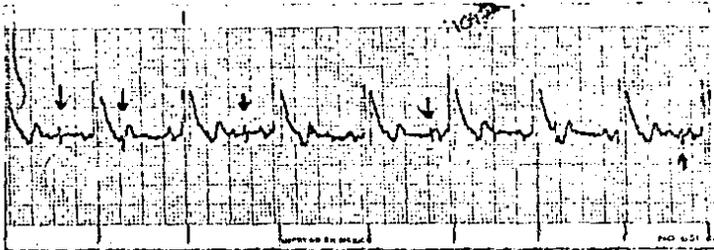
Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



Registro de ECG externo; las flechas indican al complejo fetal, el complejo más grande es el materno.

En el primer registro se puede apreciar bradicardia fetal.

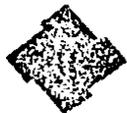


FIG 53 A

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

La corriente resultante se confunde a menudo con verdaderos fenómenos fisiológicos. Incluso dos electrodos del mismo material pueden producir tensión de offset.

De las diversas formas de electrodos existentes, los más utilizados son los de placa, los cuales hacen contacto con la piel a través de geles o pastas conductoras, siendo un factor primordial la importancia de la sustancia-interfase en ECG fetal externa. Otro tipo de electrodos son los flotantes, cuyo principio consiste en eliminar prácticamente los artefactos del movimiento evitando cualquier contacto directo con la piel y el metal. El único camino conductor entre ambas superficies es a través del gel, que forma un puente de electrolito. Por lo general, se sujetan a la piel por medio de collares adhesivos (ver fig 5.34).

Los electrodos utilizados en ECG fetal interna más comunes son el de Hon y el de clip (fig 5.35). El electrodo de Hon es un dispositivo que se fija al cuero cabelludo del feto por medio de una helicoidal de tipo sacacorchos. Existen otro tipo de electrodos fijables en la espina dorsal, denominados espinales. Estos dispositivos proporcionan una señal mucho más limpia que los superficiales aunque tienen un uso más limitado.

Los electrodos de aguja y los internos, crean una interfase por debajo de la piel, lo que explica su menor susceptibilidad a ruidos por movimientos de roce intersuperficial. Haciendo contacto con los tejidos subdérmicos, o con los fluidos intracelulares, estos electrodos parecen tener impedancias menores que los superficiales en áreas de interfase comparables.

5.3.3 Sistemas de Inscripción

El papel en el cual se registra el electrocardiograma está impreso con una cuadrícula como la que se muestran la figura 5.23. En los aparatos estandarizados, normalmente la escala de tensión es como sigue: 1mV origina una deflexión de 10 mm, y a la velocidad de registro de 25 mm/seg, la distancia entre dos líneas verticales representa un intervalo de 0.04 seg. Actualmente, la mayoría de los aparatos son de inscripción directa, y los sistemas más utilizados son los de "chorro" de tinta, papel termosensible y papel de calco. Pueden registrar más de una derivación al mismo tiempo según el número de canales de registro de que dispongan.

El elemento motor de la plumilla es de diseño similar al galvanómetro, pero con construcción más sólida, de modo que pueda transmitir al estilite las fuerzas de aceleración necesarias. En los diseños recientes, el elemento motor de la pluma incorpora un transductor que da una tensión proporcional a la posición del estilite o a su velocidad. Esta tensión se utiliza como señal de realimentación en el amplificador de ataque a la pluma para mejorar la respuesta frecuencial del registrador.

Cuando se emplea una pluma termoimpresora para registrar un control de

calor de estilete, permite variar la anchura y la oscuridad del registro. A menudo se emplea un estilete marcador para hacer señales en el electrocardiograma, identificando las señales con un código prefijado. El papel de registro es arrastrado por un motor síncrono. Un conmutador permite seleccionar la velocidad normal de 25 mm/s o una velocidad alternativa de 50 mm/s cuando se presenta un caso de RCF muy alto. La mayor masa de las partes móviles empleadas en los motores de plumas de escritura directa, hace que su respuesta frecuencial sea inferior a las de los de registro óptico. A pesar de dicha desventaja, los electrodos de escritura modernos disponen de un margen de frecuencias que sobrepasa a los 100 Hz, adaptándose perfectamente a nuestra aplicación.

5.4 *Cómo sería Nuestro Equipo*

Básicamente, el equipo estaría constituido por los siguientes bloques: transductores, conmutador de selección de derivación, preamplificador diferencial, amplificador, un registro gráfico controlado, sistema de filtrado, sistema de análisis de señal, contador y sistema de alarmas.

El preamplificador será de tipo diferencial y deberá estar acoplado en directa de tal forma que se puedan eliminar los potenciales de offset de los electrodos. Por lo tanto, los amplificadores deberán tener una excelente respuesta de baja frecuencia y si es posible, desde corriente directa.

Un amplificador diferencial se puede considerar como dos amplificadores con entradas separadas (fig 5.32a) pero con una terminal de salida común que proporciona la suma de las dos tensiones de salida de los amplificadores. Ambos amplificadores tienen la misma ganancia de tensión pero uno es inversor y el otro es no inversor.

Cuando se emplea un amplificador diferencial para medir señales bioeléctricas se aplican, entre la entrada inversora y la no inversora del amplificador. De este modo queda la señal amplificada por la ganancia diferencial del amplificador. La figura 5.32b ilustra otro punto importante: las impedancias de los electrodos Re^+ y Re^- forman, cada una de ellas un divisor de tensión con la impedancia de entrada del amplificador diferencial. Si las impedancias de los electrodos no son idénticas, las señales de interferencia a la entrada inversora del amplificador diferencial pueden ser diferentes, no obteniéndose el grado de anulación deseado. Dado que las impedancias de los electrodos nunca son iguales, un CMRR alto, para un amplificador solo se puede lograr si el amplificador tiene una impedancia mucho más alta que la de los electrodos a los cuales está conectada. El empleo de un amplificador diferencial exige, además una tercera conexión para la entrada de referencia o masa. Con esta finalidad, desde la introducción de los amplificadores diferenciales en la entrada electrocardiográfica se ha utilizado un electrodo conectado a la pierna derecha del paciente.

En electrocardiografía, las amplitudes, polaridades e inclusive los tiempos y

duraciones de los distintos tipos de componentes del ECG dependen en gran modo de la localización de los electrodos en las distintas partes del cuerpo, como se explicó en la sección médica de este capítulo, y para las distintas derivaciones. Las derivaciones de las extremidades básicas son todas ellas bipolares, ya que cada medida se realiza entre dos electrodos específicos. Midiendo los potenciales de cada electrodo con respecto a un electrodo indiferente se supone que representa un promedio de los potenciales de las tres derivaciones, se obtiene un conjunto de señales ligeramente diferentes.

Este promedio puede aproximarse con un terminal central conectado a cada uno de los tres electrodos mediante resistencias iguales. La resistencia entre el terminal central y cualquier otro electrodo suele ser de 5000 ohms. Las medidas con respecto a este terminal llevan la designación V de voltaje. Entonces se puede realizar la medida bipolar mediante el electrodo explorador que se puede colocar en los distintos puntos del vientre materno.

La figura 5.33 muestra las principales partes del sistema tentativo, así como algunos controles adicionales. La paciente se conecta al instrumento por medio de un cordón que se puede desconectar y que termina en varios hilos de conducción. Estos estarían codificados en colores unidos a electrodos de placa o flotantes para las distintas derivaciones de ECG fetal. Uno iría conectado a masa o algún punto de referencia del cuerpo, mientras que los otros irían al conmutador de selección. Colocando el conmutador de selección de derivación en la posición adecuada, se seleccionan e interconectan los cables apropiados conectados a los electrodos del paciente, que permitan el registro de una de cualquiera de las 4 derivaciones. El conmutador de selección, contaría a demás de un contacto que bloquea (cortocircuita) el amplificador entre las sucesivas posiciones de las derivaciones para evitar desplazamientos irregulares de la pluma durante la conmutación. También se considera la posibilidad de un control para el motor de arrastre de papel para detenerlo cada vez que se conmuta el selector, y lo ponga en marcha de nuevo después de cierto retraso que permita la extinción de los transistores de la conmutación.

Como en ECG convencional, es necesario fijar la ganancia de modo que la señal de 1 mV produzca un desplazamiento de la pluma de 1 cm., se recomendaría poner un control de ganancia para ajustar la calibración. El preamplificador entra al amplificador de salida que mueve la plumilla del sistema de registro, por lo tanto, será conveniente colocar en dicho amplificador un control de ajuste para poder centrar la plumilla en posición adecuada.

Para efectuar la monitorización será primero necesario alimentar la señal preamplificada a un bloque de análisis por reconocimiento automático de patrones para que detecte la señal por forma. Una vez discriminada la señal del ruido, será posible someterla a un contador, que puede ser digital. Anexo al contador, habrá un sistema de alarmas con toques superior e inferior de

frecuencia en bradicardia y taquicardia, emitiendo una señal óptica y sónica diferente para cada caso.

6. CAPITULO 6 : ANTEPROYECTO

6.1 Marco Teórico

En los capítulos anteriores se describió el problema de la monitorización del LCF intraparto en embarazo de alto riesgo y se presentaron tres métodos distintos como posibles alternativas de solución. En este capítulo se presentan dos diseños alternativos justificando su elección y planteando los límites que enmarcan el bloque. No debe perderse de vista, sin embargo, que esta tesis es un anteproyecto que sienta las bases para el diseño del equipo a través de el análisis de las alternativas así como la presentación de bloques parciales de los sistemas expuestos.

Se presentan diseños para los métodos fonocardiográfico y electrocardiográfico. Se desechó el método ultrasónico por dos razones principales: la primera de ellas, basa su causa en la exposición presentada en la sección 3.3, donde se aprecia que el ultrasonido puede presentar riesgo con determinadas intensidades, frecuencias y tiempo se exposición. La segunda razón es de naturaleza económica. El costo comparativo del equipo contra los otros dos métodos, en especial, el costo de los transductores, resulta en una pobre posibilidad de comercialización.

Las ventajas que presenta la electrocardiografía son las siguientes:

- El bajo costo de los transductores (electrodos).
- La circuitería es relativamente sencilla.
- La absoluta seguridad de poder monitorizar en forma continua el tiempo necesario sin peligro de daños fisiológicos.
- El hecho de que es un método meramente receptivo, esto es, no es necesario emitir ninguna excitación o señal para obtener un resultado.
- Se puede obtener directamente información sobre frecuencia y condiciones cardiacas.
- La señal obtenida presenta menor interferencia que el método fonocardiográfico.
- Proporciona una señal confiable.
- Es posible diseñar un equipo que no constituya una molestia para la mujer durante la labor de parto.

Las ventajas que presenta el método fonocardiográfico son las siguientes:

- La circuitería es simple, lo mismo que los componentes utilizados en ella.
- El costo total de el equipo es relativamente reducido.
- Es un método receptivo

- Es un método absolutamente inocuo.
- El transductor no constituye una molestia constante para la madre en labor.

Algunas desventajas del método fonocardiográfico son las siguientes:

- La enorme interferencia que enmascara la señal.
- La dificultad de hallar un transductor adecuado.
- La confiabilidad de la señal obtenida.
- La dificultad de fijar el transductor en el vientre materno.

6.1.1 Metodología del Diseño

El análisis y diseño de cualquier sistema es un proceso que debe llevarse a cabo en forma sistemática. El procedimiento a seguir es el siguiente:

1. Presentación del funcionamiento general del sistema en forma de diagrama de bloques.
2. Descripción de cada uno de los bloques en forma de unidades.
3. Presentación de los componentes físicos de cada unidad, exponiendo sus características físicas, eléctricas, funciones y factores que en ellos influyen.
4. Análisis de las limitaciones del sistema
5. Alcances del mismo.

6.1.2 Sistema Propuesto

Se requiere diseñar un sistema a través del cual se obtenga información del corazón fetal, obteniendo registros a partir de la disponible y a través de los métodos seleccionados. Los bloques que se presentan tomarán la señal del cuerpo humano y la procesarán de tal forma que la misma pueda ser sometida a un bloque de tratamiento, el cual no es cubierto por el presente trabajo. Partiendo de la base de una señal "limpia" de ruido, se presenta posteriormente el bloque de monitorización y disparo de alarmas para taquicardia y bradicardia.

6.1.3 Descripción general

6.1.3.1 Electrocardiografía

La primera parte del módulo es el transductor, que consiste en un juego de electrodos cuya función será la de recoger la señal de la piel y transportarla hasta la entrada de un preamplificador. El preamplificador será bipolar en un montaje de entrada diferencial, y las características necesarias para poder

trabajar con señales muy pequeñas (del orden de 10 a 100 microvolts). Como muchos pacientes son extremadamente sensibles a los peligros de electroshock, el amplificador que se coloca irá aislado de tal forma que provea un aislamiento del orden de 10 Mohms. El método seleccionado para lograr dicha cifra es el aislamiento por optoacoplador. La salida del preamplificador diferencial irá a otra etapa de amplificación a través de un circuito sencillo.

Como algunas propiedades de las componentes del ECG tienen frecuencias muy bajas, el rango deseado de trabajo será entre 0.05 Hz (prácticamente cd) y 100 Hz, ya que también hay propiedades importantes en las cercanías de esta frecuencia. Por lo tanto, los amplificadores deberán trabajar bien a estas frecuencias, lo que no constituye ningún problema técnico. El esquema general a bloques se puede ver en la figura 6.1.

6.1.4 Necesidad de utilizar Amplificadores de Aislamiento

6.1.4.1 Definición de Seguridad Eléctrica

La seguridad eléctrica es la limitación del shock eléctrico peligroso, explosión, fuego o daño a equipo o en los edificios.

El shock eléctrico se refiere tanto a macroshock (valores altos de corriente brazo a brazo que atraviesa el corazón) y a microshock (valores pequeños de corriente que atraviesan el corazón). Para que pueda existir riesgo de shock deberá existir una diferencia de potencial. Comúnmente, el shock es resultado de equipo mal conectado, descuidado o sin el mantenimiento adecuado.

La seguridad es la condición de estar a salvo de daño, injuria o pérdida. Sin embargo, no existen las situaciones considerables como absolutamente seguras. Por lo tanto, en medicina, la seguridad eléctrica es la limitación de las situaciones peligrosas.

El microshock es el caso de corrientes del orden de microamperes directamente a través del corazón. Esto puede causar al paciente fibrilación ventricular y eventualmente la muerte. La corriente eléctrica, en su paso a través del cuerpo humano tiene tres posibles efectos: daño a tejidos, contracción muscular descontrolada o inconciencia y fibrilación cardíaca. Estos efectos tienen su génesis en las teorías de los potenciales de acción.

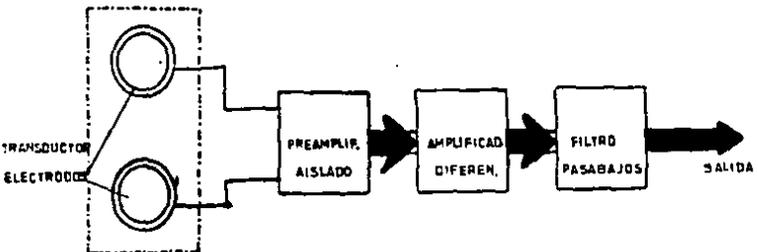
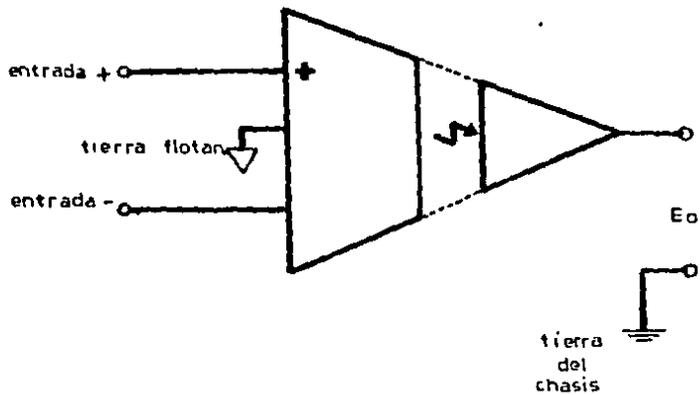


Diagrama de bloques del sistema propuesto

Aida Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS





Símbolo de: amplificador de aislamiento

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

El shock eléctrico incluye la estimulación eléctrica de tejidos y sus efectos en un rango que abarca desde la sensación de calambre hasta las violentas reacciones de tetania muscular o fibrilación ventricular. Por lo tanto, el shock eléctrico se mide en términos de intensidad a determinadas frecuencias. El macroshock se define como una corriente de valor grande (del orden de miliamperes) que pasa de brazo a brazo a través del cuerpo por el contacto de la piel con una fuente de tensión.

Se cree que las corrientes alternas de 60 Hz de magnitud suficiente como para ser considerada inocua en situaciones ordinarias llegan a ser letales para ciertos pacientes en condiciones especiales. Para prevenir el microshock accidental, los fabricantes de bioamplificadores en la actualidad, en especial los utilizados para ECG, utilizan amplificadores de aislamiento para la conexión directa al paciente. La figura 6.2 muestra el símbolo que se utiliza para representar un amplificador de este tipo. La técnica utilizada en este trabajo es la de aislamiento del preamplificador por optoacoplamiento.

El circuito utiliza una fuente para las etapas aisladas con un convertidor de directa a directa. Esto mantendrá a A 1 aislado de la fuente de ca, pero no es usado en el proceso de acoplamiento de señal. El LED del optoaisador es manejado por la salida del amplificador aislado (ver figura 6.3). El transistor Q1 sirve como un switch en serie para variar la emisión de luz del LED, que es proporcional a la señal analógica de A 1. El transductor Q1 normalmente pasa suficiente corriente de colector para polarizar el LED en una porción lineal de su curva de operación. La salida del fototransistor está acoplada en ca al amplificador diferencial del lado no aislado del circuito, de tal forma que la condición de offset que crea la polarización del LED se elimina.

Los electrodos sugeridos para este aparato son los de tipo flotante, cuyo principio es el de eliminar los ruidos ocasionados por el movimiento, evitando cualquier contacto directo con la piel. El único camino conductor entre el metal y la piel es el gel o pasta electrocardiográfica, la cual forma un puente de electrolito. Incluso manteniendo la superficie del electrodo en ángulo recto con la piel, el funcionamiento no se deteriora siempre y cuando el puente de electrolito mantenga contacto a la vez con la piel y con el metal. Los electrodos se sujetan a la piel mediante collares o anillos adhesivos que se pegan tanto a la superficie plástica como a la piel.

Un factor importante que debe considerarse al seleccionar el tipo de adhesivo a utilizar es la cantidad de transpiración así como la multitud de movimientos bruscos que ocurren durante la labor.

En cuanto al amplificador diferencial, será de entrada diferencial y con las siguientes características:

- Salida única y entrada diferencial.
- Alto factor de rechazo de modo común (CMRR).
- Impedancia de entrada muy alta.
- Ganancia ajustable o prefijable. Ancho de banda de 0.055 a 100 Hz, mínimo.

6.1.5 El Transductor

El elemento transductor está constituido por un juego de electrodos de los cuales solo se usan dos a la vez. El diseño de los electrodos es el que se muestra en la figura 6.4. Los principios de diseño son similares a los utilizados en electrodos para ECG convencional. Sin embargo, las áreas de contacto necesitan ser mayores en ECGF externa.

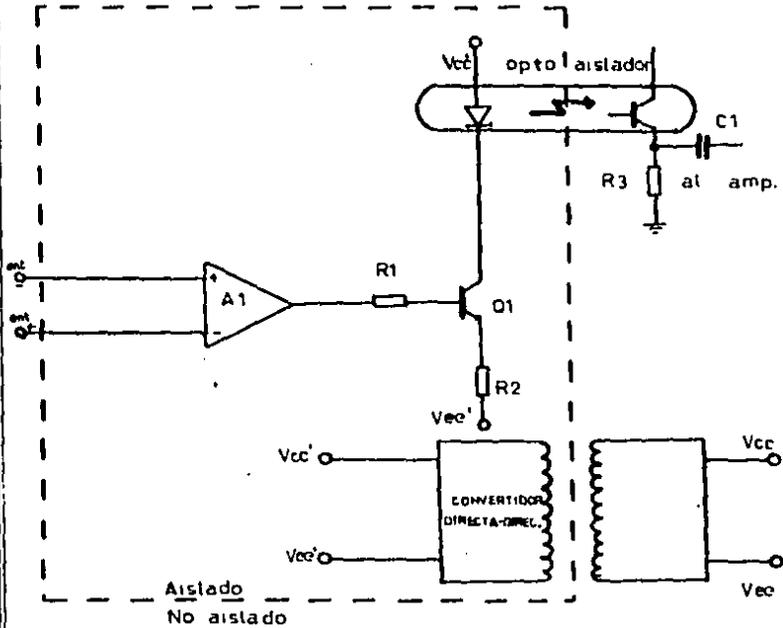


FIG 6.3



Aislador óptico

Aída Rebeca González G.

ING DE SISTEMAS

El elemento de soporte es una pieza de plástico semifrígido o de polietileno espumado de alta densidad, cuyo diámetro externo es de 3 cm y el interno de 1.4 cm.

La placa metálica es un área circular con diámetro de 1.6 cm y un espesor mínimo de 2mm. Los materiales que pueden usarse son plata o cloruro de plata, o algún metal ligero con recubrimiento de plata.

La pieza inferior, que es la que hace contacto con la piel es una dona de hule suficientemente flexible como para amoldarse al contorno de la piel. Su diámetro exterior es de 4 cm y el interior de 1.4 cm.

Para fijar el hule con la piel, se utilizarán donas adhesivas de tamaño adecuado.

Entre las ventajas de este diseño se cuentan: su bajo peso, facilidad de fabricación, posibilidad de conseguir materia prima nacional y reducido costo.

Por su característica de bajo peso, no constituye una molestia para la madre durante el trabajo de parto. Si se selecciona el adhesivo adecuado, no habrá problemas de fijación y los electrodos se mantendrán fijos todo el tiempo. Por ser de tipo flotante, la eficiencia del contacto no se verá afectada por los movimientos bruscos.

Debe, sin embargo tomarse muy en cuenta la importancia de una pasta conductora eficiente, pues es un punto clave para la obtención de una buena señal. El cable conector deberá tener un aislamiento suficientemente sensible y la longitud adecuada para permitir la facilidad de manipulación.

6.1.6 El Preamplificador

El preamplificador utilizado en este diseño es un bloque básico, ya que la señal del LCF es del orden de 10 a 100 microvolts. Es un montaje de entrada diferencial, como el que se muestra en la figura 6.8. Los capacitores C1 y C2 son de acoplo. Si la ganancia del recorrido 1 es igual que la ganancia del recorrido 2, entonces las señales de ruido iguales serán canceladas (idealmente). Esto es posible por que la ganancia del amplificador está dada por $G_1 - G_2$ y la señal de ruido amplificada equivale a $(e_1 - e_2)G$, donde G representa la ganancia total y $e_1 - e_2$ vale cero. La diferencia de señales del electrocardiograma no es nula.

$$e_1G_1 - e_2G_2 = 0$$

Por lo tanto, el preamplificador resta las entradas diferenciales para producir una señal de ecg amplificada. Pero también resta las señales de ruido (iguales) produciendo a la salida una señal de ruido casi nula.

Un valor típico de señal de ECGF es de 30mV pico a pico. Dada esta

entrada, calculamos la señal de salida con los valores que aparecen en el circuito de la figura 6.8...

$$E_{oECGF} = E_{iECGF}(A_v) = (e_{iECGF} - e_{1ECGF}) \left(1 + 2 \frac{R_3}{R_4}\right) \left(\frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$= e_{iECGF} \left(1 + \frac{200k}{4k}\right) \left(\frac{100k}{10k}\right)$$

$$= e_{iECGF} 510$$

Si la:

$$e_{iECGF} = 30 \mu V_{pp}$$

$$E_{oECGF} = 15.3 mV_{pp}$$

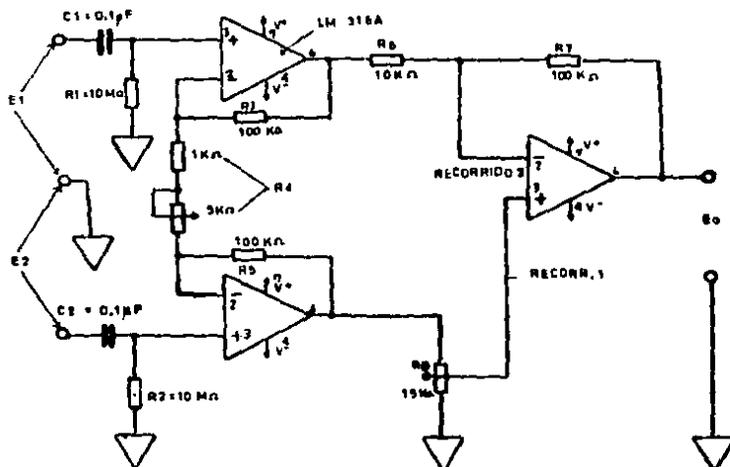
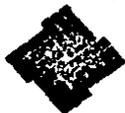


FIG 6e



Esquema del preamplificador

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Se puede hacer un cálculo similar para las señales de ruido...

$$E_{or} = E_{ir} (A_v)$$

$$= (e_{2r} - e_{1r}) \left(1 + \frac{2R_3}{R_4}\right) \left(\frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$= e_{dif r} \left(1 + \frac{200k}{4k}\right) \left(\frac{100k}{10k}\right)$$

$$= e_{dif r} 510$$

Si $e_{dif r} = 0$; $E_{or} = 0$.

El amplificador operacional que se utilice para este montaje deberá tener las siguientes características: Corrientes de offset y polarización muy bajas, para poder trabajar con pequeña señal. El operacional deberá ser bipolar y no con entrada FET, ya que en el bipolar, las características de corrientes de offset y polarización a la entrada, mejoran al aumentar la temperatura y son más estables, en tanto que en el operacional de entrada FET, la deriva térmica representa un problema.

Se necesita a demás, un CMRR alto; de preferencia mayor a 80 dB. La ganancia de lazo abierto de cd a 100 Hz debe ser mayor de 10K. El circuito que se seleccionó por cumplir con las condiciones antes mencionadas es el LM316S de National Semiconductor. En la tabla 1 se muestran las características mencionadas aquí.

6.1.7 El Circuito Amplificador

Para poder aumentar la amplitud de la señal, a fin de cumplir con las necesidades del sistema de inscripción es necesario colocar un amplificador a la salida de la etapa previa.

Como las cargas del amplificador son relativamente pequeñas, ya sea que se ataque el computador analógico, en cuyo caso el consumo de corriente es del orden de 10 nA o que se ataque el sistema de inscripción, que será manejado por un galvanómetro, (microamperes), se puede utilizar un montaje sencillo con un amplificador operacional conectado como simple inversor. (fig 6.9) Para este circuito, la ganancia aproximada vendrá dada por:

$$G = \frac{R}{10k}$$

por lo que se ve, que la ganancia que necesitemos, la podemos obtener fácilmente variando el valor de R. El operacional deberá tener las siguientes características: Buena ganancia para frecuencias inferiores a 100 Hz; control de offset null para mayor precisión; un factor de rechazo de modo común alto

(por ejemplo: mayor a 80 dB). El integrado que cumple con los anteriores requisitos es el MC1741 de motorola, cuyas características aparecen en la tabla 2.

6.1.7.1 Fonocardiografía

6.1.7.1.1 Descripción General

La primera parte del módulo está constituida por el transductor y su aditamento acústico, cuya función será la de captar las ondas sonoras que son transmitidas por la piel ventral materna y transportarla, a través del cable conector hasta el segundo módulo, que es el de amplificación de la señal. La amplificación se logrará en dos etapas: una preamplificación previa y más tarde, la amplificación. El amplificador deberá trabajar audiofrecuencias. El siguiente módulo será un filtro similar al utilizado en fonocardiografía.

Suponiendo que sea posible obtener una señal limpia de ruido, se parte de ahí para el sistema de alarma, que tendrá el mismo esquema que el usado en electrocardiografía.

En la figura 6.10 puede verse un diagrama de bloques del conjunto de partes que constituyen el sistema.

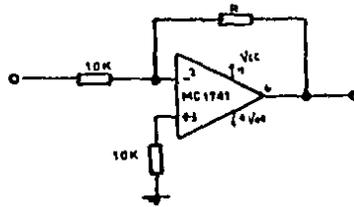
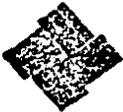


FIG 6,9



Circuito del Amplificador

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

6.1.7.1.2 Descripción de las Pruebas

Se presentará, a continuación un breve resumen de las pruebas que, durante tres años se realizaron en un intento de implementar el método de la fonocardiografía a la monitorización del latido cardíaco fetal.

En cuanto a los transductores, se probó el micrófono piezoeléctrico con distintos montajes de preamplificador y amplificador, llegándose a la conclusión de que es sumamente difícil obtener la señal cardíaca del adulto, siendo prácticamente imposible obtener la señal fetal, pues este tipo de micrófono tiende a captar mejor los ruidos externos al cuerpo que los producidos dentro de él. Para solucionar parcialmente dicho problema, se construyó, en un primer intento, un aislamiento de hule que aislaba al micrófono relativamente del ruido externo, pero el hule hacía vacío en la cara anterior del micrófono, causando un ruido que enmascaraba por completo el sonido deseado. Se construyó, entonces una cámara de material más rígido, lográndose una aislamiento más o menos bueno del ruido externo; pero la señal de interés quedaba aún enmascarada por otros ruidos del organismo. Otro intento fue utilizar un estetoscopio electrónico, pero hubo muchos problemas con el ruido de roce.

Con el micrófono tipo electret, se logró una mejor manipulación mecánica, debido a su pequeño tamaño. Para resolver el problema del aislamiento al ruido externo, se diseñó un dispositivo de aluminio con el mismo principio del de la cámara estereoscópica, que consiste de una cámara anterior, sistema de suspensión, recámara y área de contacto con la piel (ver figuras 6. 17 a 6.21).

La cámara anterior es un volumen en forma de cono truncado, con una pendiente suficiente para lograr un efecto de amplificación del área efectiva de recepción del micrófono pues el micrófono electret, debido a su tamaño ofrece pocas ventajas en este respecto. Esta cámara puede contener aire o algún fluido con buenas propiedades de conducción acústica pues, de acuerdo al diseño, la cámara es hermética.

Por el diseño de la suspensión, los cables de conexión del micrófono no representan un problema pues quedan fijos a la parte posterior por medio de un sostén flexible, para facilitar la movilidad en el momento de buscar el foco de LCF.

El área de contacto con la piel es una superficie circular de mica simple o mica de estetoscopio, lo que garantiza una buena interfase.

El diseño descrito en los párrafos anteriores fue construido como un prototipo de pruebas. Una vez más se pudo comprobar que la solución de una gran parte del problema de ruido en la fonocardiografía radica en la construcción adecuada de un dispositivo acústico. La recepción de la señal mejoró en gran parte con la ayuda del dispositivo, aunque el problema de

ruido siguió subsistiendo.

El microfono de bobina móvil funcionó un poco mejor que los tipos mencionados anteriormente, pues probando una de tamaño suficientemente grande, se obtiene una buena área de recepción; sin embargo, un microfono de este tipo con suficiente área de contacto presenta el inconveniente de peso, lo cual llega a ser bastante incómodo para la paciente.

El microfono de capacitor es un dispositivo demasiado frágil para este tipo de aplicación. El microfono de cinta se descartó desde el principio por ser demasiado direccional y, siendo incierta la posición del foco de LCF resulta inútil dicha propiedad.

Otro problema importante que se presenta al tratar de aplicar fono, es que el foco de latido se pierde constantemente, y hay que reposicionar los transductores, causando aún más ruido.

Se montaron varios circuitos de preamplificador, obteniéndose los mejores resultados con el circuito que se esquematiza en la figura 6.22. Siendo la componente de señal tan pequeña y la de ruido tan grande, un problema típico es la saturación del preamplificador por la componente de ruido que excede por mucho a la amplitud de la señal.

De las diversas configuraciones utilizadas en las pruebas, la que nos dió mejor resultado para el amplificador fue la que se muestra en la figura 6.23.

El siguiente paso será el diseño del filtro.

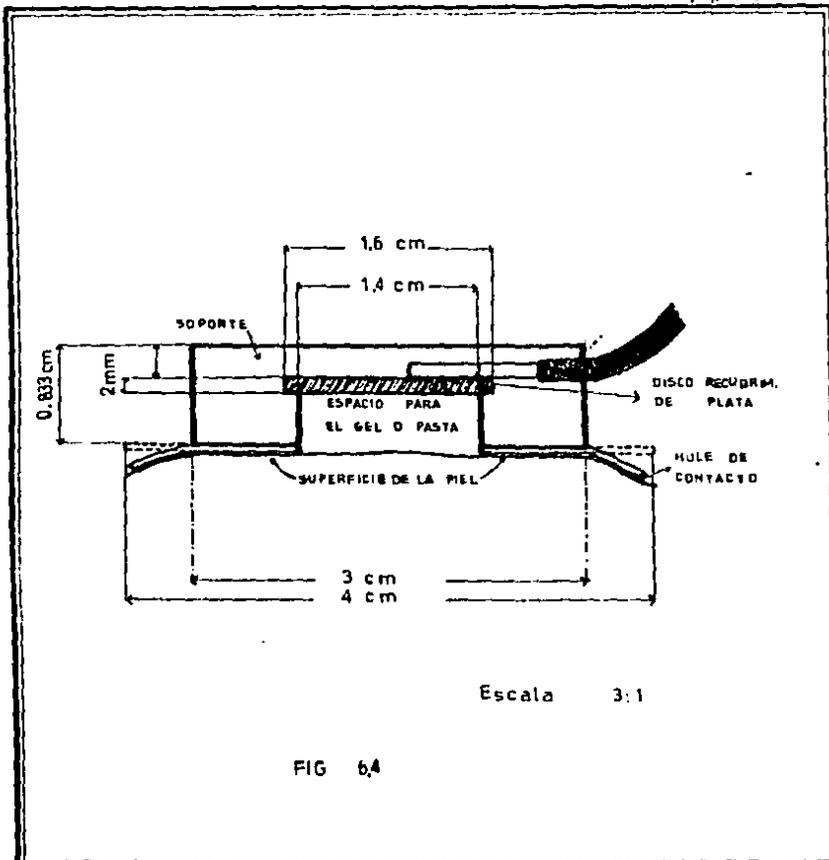


FIG 64



Diseño del Electrodo

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

6.1.8 Diseño del Filtro

Se necesita un filtro pasabajos que comience a cortar en una frecuencia de alrededor de 300 Hz o más. Damos un margen tal, puesto que en ECG convencional es suficiente con tener un margen de 0.05 a 100 Hz; sin embargo, los períodos significativos de las ondas de LCF son de duración más corta. Así pues, se considera que permitiendo el paso de frecuencias hasta de 300 Hz, no se pierden armónicas significativas y se elimina, al mismo tiempo, el ruido de mayor frecuencia. Por lo tanto, la banda de paso irá de 0 a 300 Hz, con un amortiguamiento mínimo tolerable de 1 dB.

La banda atenuada será la que está por encima de 420 Hz. Con los siguientes datos, se procede a calcular el filtro: $A_{\max} = 1$ dB

$$A_{\min} = 40 \text{ dB.}$$

Calculando la selectividad, tendremos:

$$k = \frac{F_p}{F_a} = \frac{300}{420} = 0.714$$

Con estos datos, entramos a la tabla 3, deduciendo que necesitamos un filtro de orden 5 y de respuesta tipo Caucr. De la tabla 4, obtenemos la función de transferencia normalizada:

$$F(p) = \frac{(0.3212p^2 + 1)}{1.674p^2 + 0.7338p + 1} \frac{(0.6361p^2 + 1)}{1.001p^2 + 0.1p + 1} \frac{1}{2.59p + 1}$$

Y su esquema será el que se muestra en la figura 6.15. De la tabla 4 se obtienen los valores de m y q y el valor exacto de la ganancia de los amplificadores para $n = 5$.

m1	m2	m3
1.1938	0.2288	2.595
q1	q2	
0.5668	0.7975	
K1	K2	
1.729	1.112	

Para obtener el valor real de los elementos, fijamos el valor de R_0 en 10 Kohms.

$$\text{sea } \omega u = 2\pi (300) \text{ y } C_0 = \frac{1}{R_0 \omega u}$$

tendremos:

$$\omega u = 2\pi (300) = 1884.95$$

$$C_0 = \frac{1}{10^4 (1.88 \times 10^3)} = 5.31 \times 10^{-8} F$$

Para el primer circuito: $C_0 = 53.19 nF$

$$2q_1 C_0 = 2(0.5568)(53.19) = 59.23 nF$$

$$q_1 C_0 = (0.5568)(53.19) = 30.14 nF$$

$$m_1 C_0 = (1.1938)(53.19) = 63.4 nF$$

$$K_1 = 1.729$$

$$R_0 = 10 K \Omega$$

$$\frac{R_0}{2} = 5 K \Omega$$

Para el segundo circuito:

$$2q_2 C_0 = 2(0.7975)(53.19) = 84.83 nF$$

$$q_2 C_0 = (0.7975)(53.19) = 42.4 nF$$

$$m_2 C_0 = 0.228(53.19) = 12.1 nF$$

$$K_2 = 1.112$$

Para el tercer bloque:

$$m_3 C_0 = 2.595(53.19)$$

$$R_0 = 10 K \Omega$$

El primer módulo consiste de un filtro pasabajos de segundo orden; el segundo es similar al primero y el tercer módulo es una red RC. El resultado de la

unión de dichos bloques es un filtro Cauer de orden 5 que puede proporcionarnos las características necesitadas.

Los componentes de los circuitos de segundo orden requieren componentes de buena calidad y con una tolerancia del 5%. El circuito RC no necesita componentes de gran calidad.

Para ajustar el circuito se debe ajustar por separado cada módulo, verificando los resultados con la tabla 4. Para el primer circuito, la frecuencia de atenuación infinita será:

$$f = F \times f_u = 1.7642(300) = 529.26$$

Y para el segundo circuito será

$$f = F \times f_u = 1.2538(300) = 376.14$$

Si los valores obtenidos en la práctica no coinciden, hay que reajustar los elementos de los circuitos. Debe verificarse que el máximo tenga lugar en la frecuencia:

$$f_m = f_m \times f_u$$

$$\text{primer circuito } f_m = 0.830(300) = 249$$

$$\text{segundo circuito } f_m = 1.001(300) = 300.3$$

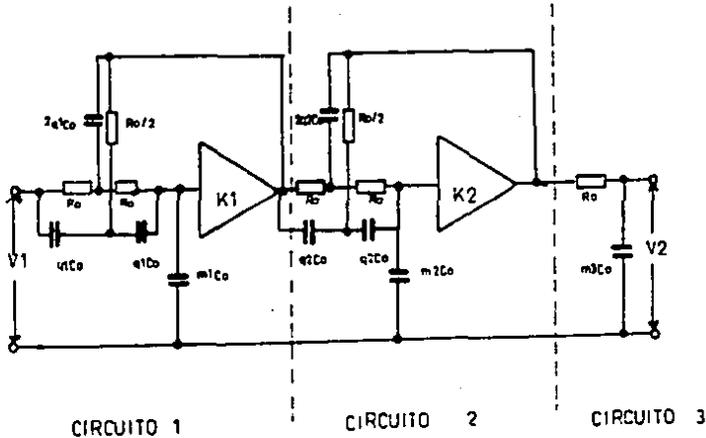
Una vez ajustado el filtro a dichos valores se podrá esperar de él un comportamiento bastante cercano al comportamiento de diseño.



Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Filtro pasabaja de Cauer de orden 5



Finalmente, suponiendo que se tiene una señal limpia de ruido, se procederá a implementar un sistema de conteo de pulsos, que estará conectado a dos alarmas: una para taquicardia fetal y la otra para bradicardia fetal.

El sistema de alarmas tiene un diseño bastante sencillo. Se encuentra esquematizado en la figura 6.24, donde se muestra el diagrama a bloques general del sistema.

Partiendo de una señal de pulsos del LCF "limpio" de ruido, estos son introducidos a un contador, el cual cuenta con una base de tiempos. Las salidas del contador van directamente a dos comparadores, uno para bradicardia y otro para taquicardia.

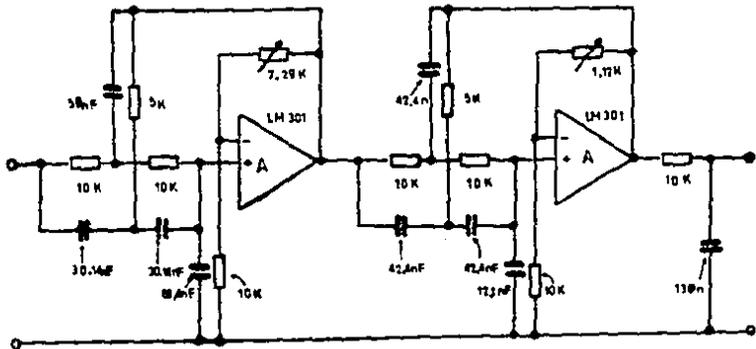
El sistema, cuenta además con una opción telemétrica. La salida de los comparadores puede ir a un oscilador de radio para transmitir por aire, fuera de la sala de labor. Otra forma de transmitir puede ser a través de cable, hacia a un módulo de monitorización, dentro del hospital.



Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Circuito definitivo del filtro





Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

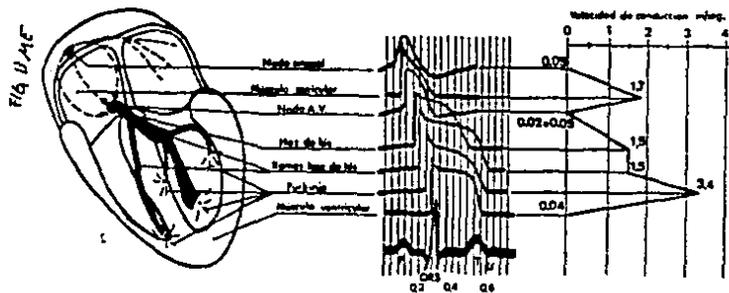
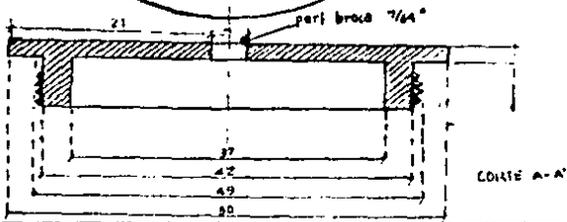
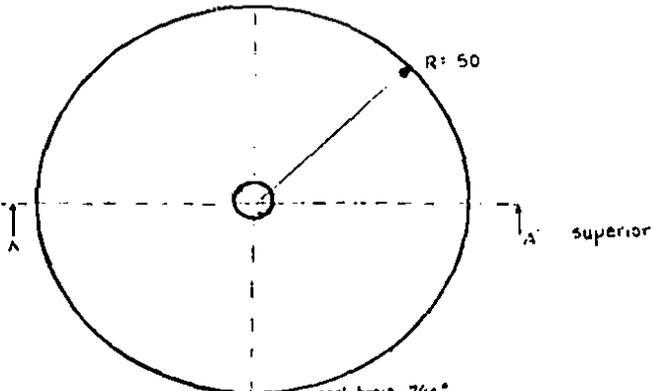
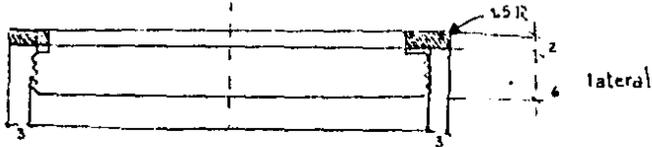


Fig. 1-21. Esquema de las morfologías del PAT de las diferentes estructuras del sistema específico de conducción, y de la velocidad de conducción (en m/seg) del estímulo a través de dichas estructuras.



ESC: 1:2
ACOT mm
TOL 30

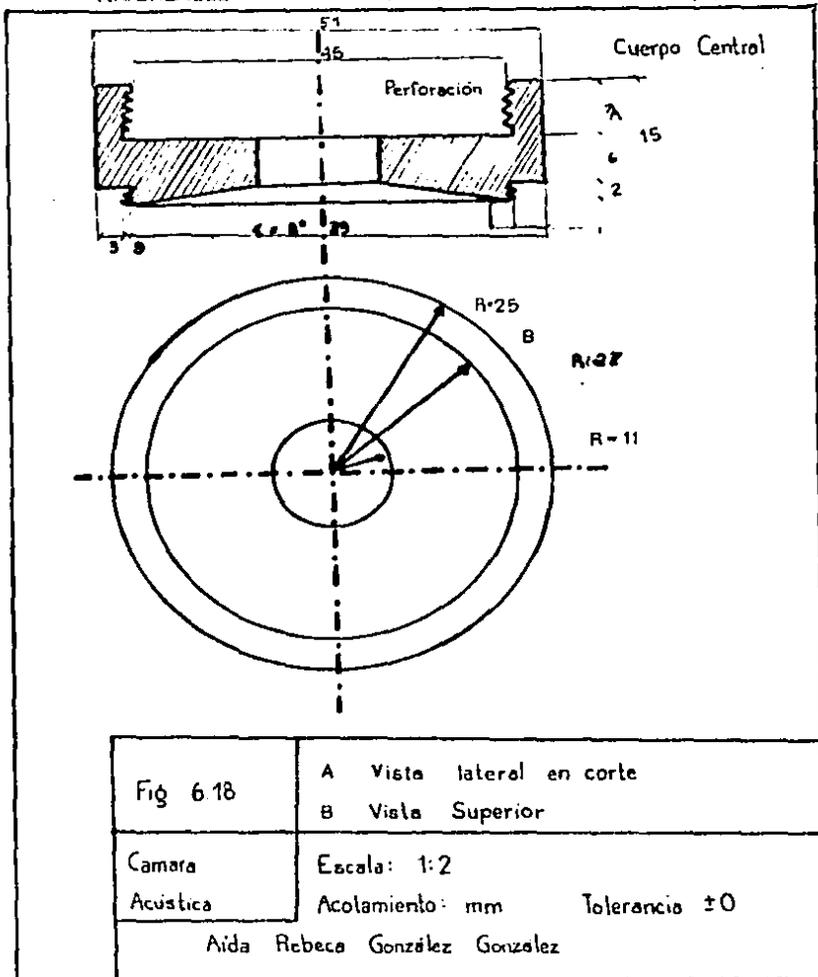


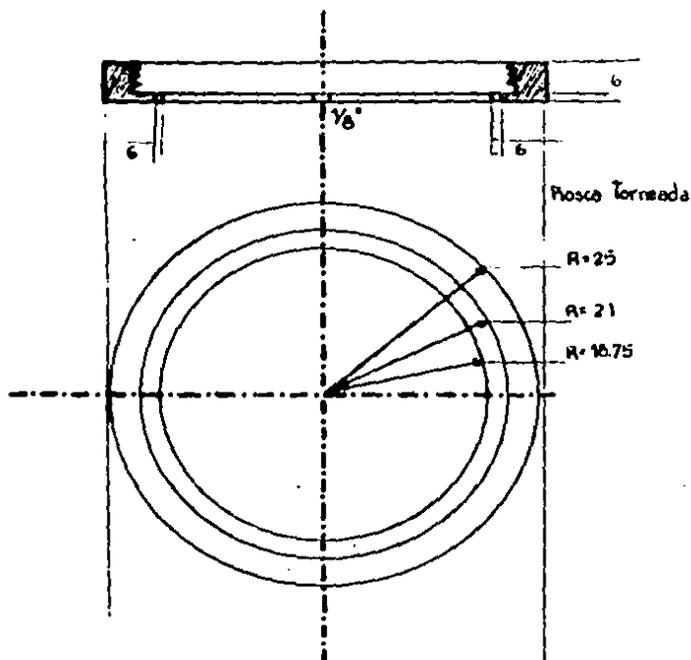
Tapa superior

PIEA 1

Aída Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS





6.19

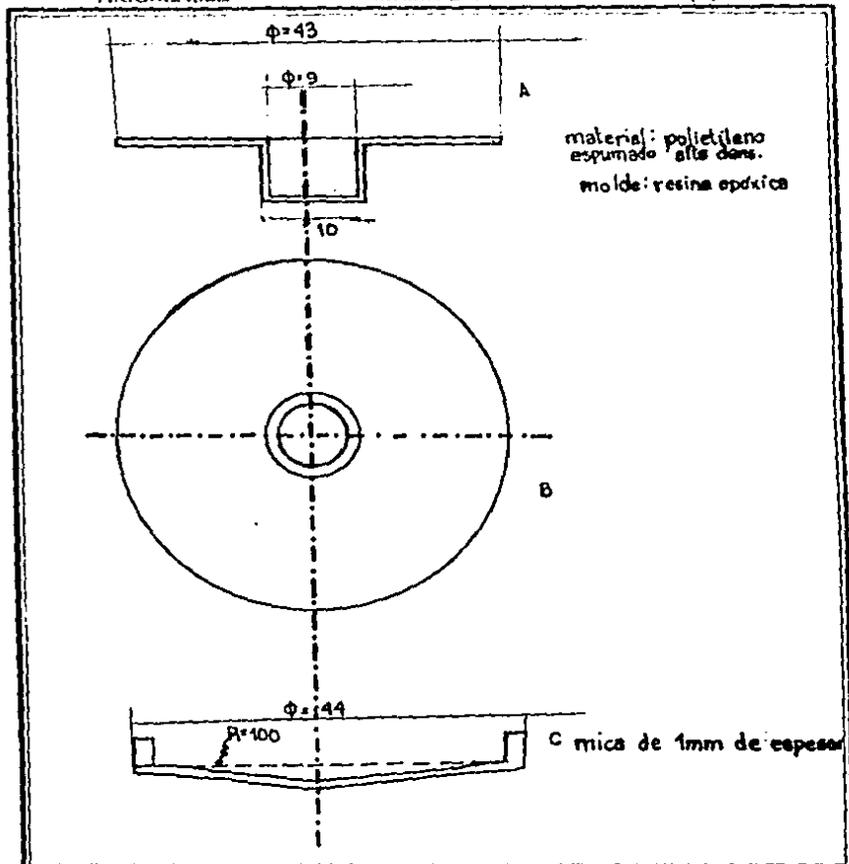


Pieza 3 tapa tr. nor material cad roll

L. cola 12 Acol.:mm Tol: ±0

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS



A y B: Pieza 4 Amortiguador, vistas lateral y superior

C: Pieza 5 Película de Captación Escala 1:2

Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

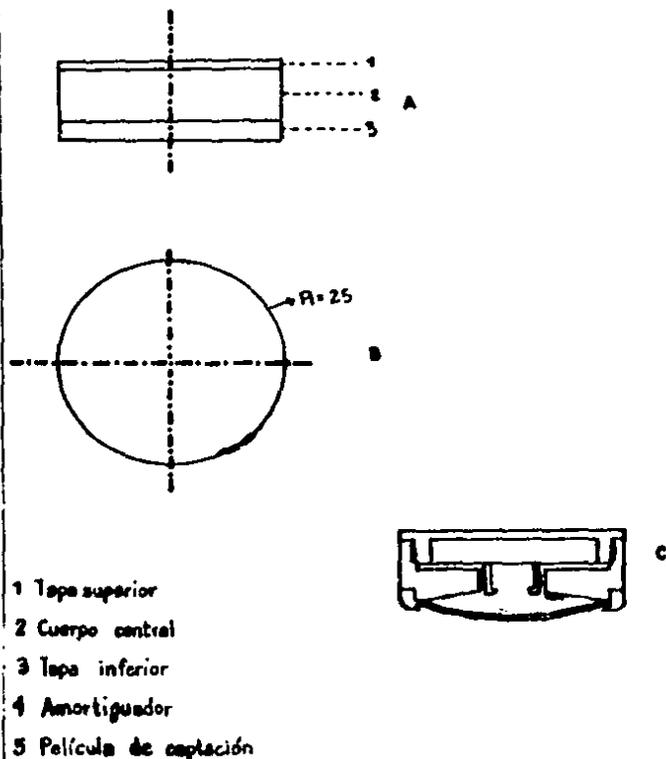


Fig 6.21

A Vista Lateral

B Vista Superior

C Corte A-A'

A. González G.

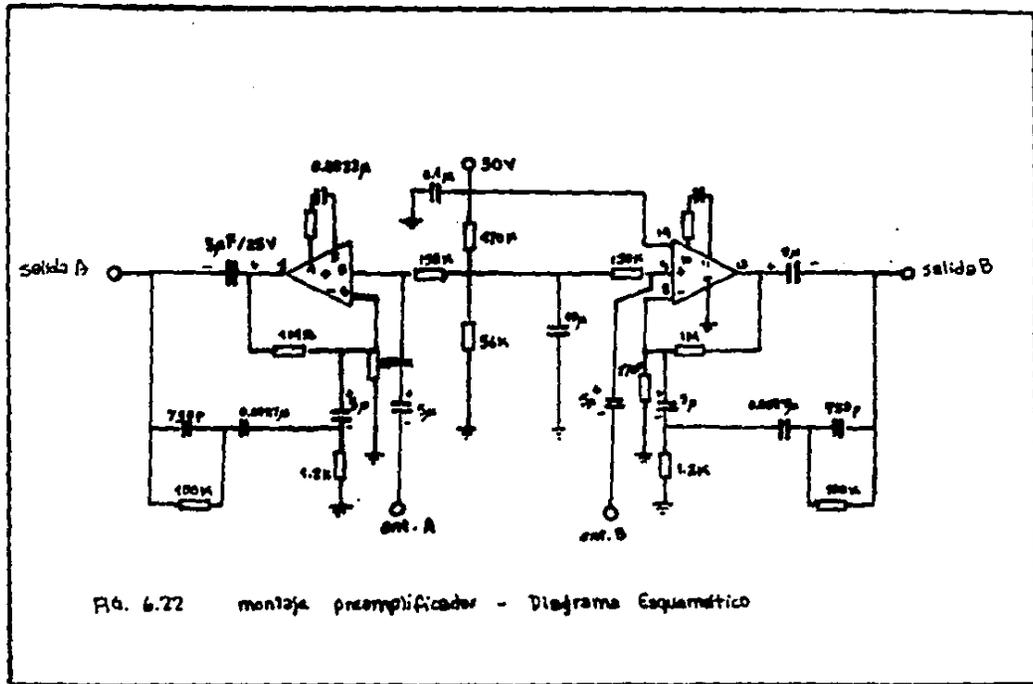


Fig. 6.22 montaje preamplificador - Diagrama Esquemático

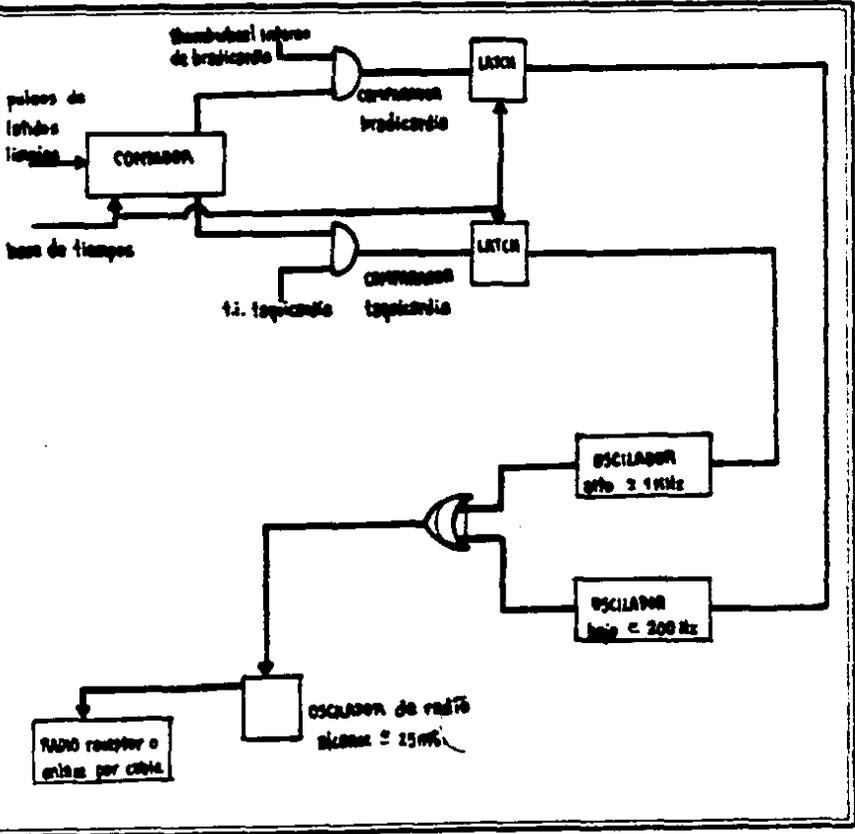


Aida Rebeca González G.

ING. DE SISTEMAS

Diagrama de Bloques general del Sistema de Alarmas

FIGURA 6.24



A. GONZÁLEZ

Monitor LCI

7. CAPITULO 7 : CONCLUSIONES

7.1 Comparación Entre los Métodos

Como se pudo apreciar en esta tesis, son principalmente tres las alternativas existentes para la solución del problema de la monitorización fetal intraparto, a saber: ultrasonido, fonocardiografía y electrocardiografía.

El ultrasonido aplicado a la detección y monitorización del LCF aplica el principio del *efecto Doppler* que se explicó en la sección de efectos de las ondas ultrasónicas, en el tercer capítulo. Como se vio, la técnica de detección consiste en la emisión y recepción de las ondas ultrasónicas hacia y desde el foco de LCF, que permite evaluar la diferencia frecuencial y determinar la existencia de una fuente de vibraciones, en este caso, el LCF.

Basándonos en los conceptos expuestos en la sección de propiedades médicas del mencionado capítulo, podemos afirmar que la información derivada de la aplicación del método ecocardiográfico es muy confiable, aunque la selección de la sonda debe realizarse con mucho cuidado para que esta sea apropiada a la aplicación deseada.

En cuanto a lo mencionado en la sección de efectos perjudiciales del capítulo 3, se puede deducir que hay posibilidades de lesión a partir de ciertas frecuencias e intensidades, sin perderse de vista la importancia del tiempo de exposición a este tipo de ondas. En cuanto al efecto mecánico de las ondas de US sobre los seres biológicos, se puede afirmar, que, a partir de ciertas intensidades, el fenómeno asociado de cavitación puede producir fuertes reacciones en tejidos como la piel así como en órganos digestivos. El efecto térmico depende directamente de los coeficientes de absorción de los diversos tejidos del cuerpo humano, y en parte, también, de los coeficientes de reflexión de los mismos. El efecto químico está asociado con la cavitación así como con el aumento de temperatura y las variaciones de presión y es una consecuencia de la intensidad y de la frecuencia. En lo que respecta a los experimentos con animales de experimentación, los resultados son variados, habiendo autores como Serr y Mac Intosh que afirman haber encontrado lesiones con intensidades y frecuencias diagnósticas; y otros autores como Donald, Bernstine, Loch y Murao, entre otros, que no encontraron lesión alguna.

Se puede, sin embargo visualizar más claramente la síntesis de los resultados comparativos en las tablas que se proporcionan en la sección de efectos perjudiciales de dicho capítulo.

Otra consideración importante por la cual en este trabajo no se seleccionó el ultrasonido como alternativa de solución es el elevado costo de los transductores necesarios para la emisión y recepción de ondas de US, los cuales elevan el costo del equipo de una manera desproporcionada. La

circuitería que requiere este equipo es a demás, más costosa y complicada en su diseño que la necesaria para los métodos electrocardiográfico y fonocardiográfico.

El método fonocardiográfico es un método meramente receptivo, como se mencionó en el primer inciso del capítulo seis. Tiene su génesis en la técnica auscultatoria, practicada casi desde las primicias de la medicina. Con este método se puede obtener gran cantidad de información sobre las condiciones cardíacas del feto *in útero* a demás de la frecuencias del LCF. Las propiedades físicas de mayor relevancia de dicha técnica se basan en las propiedades de reflexión y refracción del sonido, estudiadas en la segunda sección del capítulo cuarto. Al exponer la metodología de la exploración, se pudo observar una serie de inconvenientes de dicho método, pues requiere de una serie de condiciones especiales de aislamiento acústico en el momento de ser practicada. Un factor importante es la selección de un microfono adecuado que, como se vio en el capítulo seis constituye un verdadero problema para el diseñador. El sistema de filtrado previo es bastante más complicado que el que se necesita para los métodos ecocardiográfico o electrocardiográfico, ya que se necesita un primer filtro pasabajos, combinado con un juego de varios filtros pasabanda, los cuales deberán ser ajustados con bastante precisión.

Basándonos en los resultados de tres años de experimentación podemos deducir que; bajo las condiciones mencionadas y con los circuitos probados, es altamente improbable la obtención de una señal adecuada para ser sometida a tratamiento. Como se vio en el capítulo seis, no se obtuvo éxito al tratar de obtener una señal con las características deseadas.

La fonocardiografía es, sin embargo, un método inocuo y seguro para el organismo tanto de la madre como del feto, ya que no basa su práctica en la emisión de radiación alguna, ni se necesita la emisión de ningún tipo de señal; esto es, el resultado se obtiene en forma directa y no como producto de una comparación de señales de emisión-recepción, como en el caso del ultrasonido.

La obtención de la señal depende en gran parte, del diseño adecuado de dispositivos acústicos anexos al transductor. En el capítulo seis, se explica en detalle el diseño de un prototipo de este tipo de aparato. Se puede concluir que la recepción sufre una notable mejoría con la ayuda del mismo.

El método electrocardiográfico tiene su origen en las propiedades eléctricas del corazón y en la bioelectricidad, expuestas en la sección 2 del segundo y del quinto capítulo. Debido a que el corazón está formado de células contractiles y específicas capaces de despolarizarse y repolarizarse, produciendo corrientes eléctricas que se transmiten por todo el cuerpo y gracias a lo cual, es posible detectarlas en la piel. Estas ondas tienen diferentes

formas dependiendo de la posición de los transductores (en este caso, electrodos) y por lo tanto, podemos obtener una gran cantidad de información de ellas.

Como la señal captada por los electrodos es muy pequeña, es necesario colocar una etapa de preamplificación con las características expuestas en la sección 4 del capítulo 5 y en la sección 1 del capítulo sexto.

Al igual que el método fonocardiográfico, el ECGF es meramente receptivo, por lo cual no hay posibles efectos debido a radiaciones; sin embargo, debe proveerse en el equipo, un sistema de protección contra el microshock accidental, como se propuso en la primera sección del capítulo 6.

Es importante enfatizar la necesidad de una pasta conductora efectiva si se utiliza la ECGF externa pues la obtención de una señal adecuada depende en gran parte de la capacidad de reducir la resistencia eléctrica de la piel materna.

Como se vió en el capítulo 6, es posible implementar un contador relativamente simple, una vez que se haya obtenido una señal limpia; esto es, una vez que se haya eliminado el ruido.

Debe tomarse en cuenta que el anteproyecto no pretende presentar un método meramente diagnóstico, sino exponer las alternativas existentes para la implementación de un sistema automático de monitorización de LCF en la sala de labor, el cual, si llegase a ser realizado físicamente, deberá ser cómodo para la madre y absolutamente seguro para los organismos materno y fetal.

7.2 Análisis de la Hipótesis

Una vez expuestas las ventajas y desventajas de cada una de las alternativas, podemos deducir que el método más adecuado, por su inocuidad, costo y factibilidad de realización es el electrocardiograma fetal externo. Con el ECFE, podemos obtener una señal relativamente limpia de ruido e interferencia, con una circuitería bastante sencilla y un costo reducido. Los transductores son efectivos, baratos y fáciles de construir en nuestro país. Su aplicación en embarazo de alto riesgo no representa un riesgo para el organismo ni incomodidad para la madre durante la labor de parto. La metódica de exploración es suficientemente sencilla por lo que es factible de ser practicada por personal paramédico. La automatización del conteo permitirá al obstetra mantener una constante vigilancia con la ayuda del sistema de alarmas.

Se presentó una sección teórica balanceada de tal forma que el ingeniero tendrá las bases suficientes de diseño y las consideraciones médicas esenciales para poder llevar a la práctica la construcción de un monitor automático de LCF. De la misma manera, el profesional de la medicina tendrá una visión general de los principios físicos que utiliza el equipo y podrá relacionarlas con

las propiedades m3dicas que hacen posible su implementaci3n.

Para superar los problemas que pudiesen surgir de la incomprensi3n de ciertos t3rminos m3dicos utilizados a lo largo del trabajo, se anexo un glosario de los mismos.

Al presentarse los fundamentos te3ricos de cada una de las alternativas de soluci3n del problema expuesto en el capitulo primero, se tuvo una base s3lida para poder seleccionar el m3todo m3s adecuado.

Se puede apreciar que es posible dise1ar parcialmente el equipo que, por los componentes de sus circuitos y los materiales utilizados en los transductores, es factible de ser construido en nuestro pa3s a un costo bajo, y por lo tanto, podr3a tener una buena aceptaci3n en los hospitales en general. Esto nos lleva a concluir que podr3a aumentarse el n3mero de embarazos de alto riesgo que ser3an monitorizados durante la labor de parto.

Los alcances del dise1o van desde la obtenci3n de la informaci3n, y su amplificaci3n hasta una etapa de filtrado previo; y, partiendo despu3s de una se1al limpia de ruido, su conteo autom3tico y el disparo de un sistema de alarmas para taquicardia y bradicardia.

El paso siguiente consistir3a en someter la se1al a un filtrado autoadaptativo o a un sistema de reconocimiento de patrones a fin de poder identificarla a pesar de sus variaciones de amplitud, frecuencia y variaciones relativas de forma.

El an3lisis de la forma de la se1al deber3a hacerse en el m3nimo tiempo posible, para poder obtener una informaci3n directa (latido a latido) de las condiciones cardiacas fetales.

GLOSARIO DE TERMINOS MEDICOS

Amnios	- La más interna de las embranas fetales, que forma el saco que contiene el líquido amniótico y una vaina para el cordón umbilical.
Amniótico	- relativo al amnios
Anencefalo	- falta de cerebro
Anoxia	- Término general para los estados de oxigenación insuficiente.
Anterior	- situado en frente de
Aorta	- vaso arterial mayor que lleva la sangre desde el corazón para distribuirla por todo el organismo mediante ramificaciones arteriales.
Aórtico	- perteneciente a la aorta
Arborizaciones	- por semejanza con un árbol
Arcada	- estructura anatómica compuesta por una serie de arcos
Arritmia	- alteración temporal o de intensidad del ritmo del latido cardíaco
Aurícula	- cavidad o conducto anatómico; especialmente una cámara esencial del corazón donde regresa la sangre procedente de la circulación.
Auriculoventricular	- situado entre la aurícula y el ventrículo del corazón
Auricular	- relativo a la aurícula
Auscultación	- Método de examen físico general que consiste en escuchar los sonidos que se producen dentro del cuerpo, especialmente en el corazón y los vasos del aparato respiratorio.
Auscultación	- auscultación en el embarazo para el estudio de los ruidos del corazón fetal.
Barorreceptores	- nervios receptores situados en los vasos sanguíneos, especialmente en el seno

	carotídeo, sensibles a la presión sanguínea.
Bioelectricidad	- fenómenos eléctricos que aparecen en tejidos vivos.
Biofísica	- rama de la ciencia que consiste en aplicar los conceptos de las ciencias físicas a la biología y medicina.
Bloqueo	- retraso o interferencia en el mecanismo de conducción debido al cual los impulsos no se propagan por todo el miocardio o una parte importante de él.
Braquial	- relativo al brazo o un apéndice similar.
Bradycardia	- ritmo cardíaco lento
Calota	- parte superior de la bóveda craneal
Cardíaco	- hace referencia al corazón
Cardiología	- estudio del corazón, su funcionamiento y enfermedades.
Cardiovascular	- relativo al corazón y los vasos sanguíneos.
Cataratas	- opacidad del cristalino o de la cápsula de este órgano.
Celula	- masa de protoplasma pequeña generalmente microscópica rodeada de una membrana semipermeable, incluyendo normalmente uno o más núcleos y distintos productos sin vida, capaz de realizar las funciones fundamentales de la vida y de formar el agregado estructural de materia viviente mínimo capaz de funcionar como unidad independiente.
Coloboma	- mutilación o defecto, especialmente una fúsur congénita en alguna parte del ojo.
Contracción.	- aproximación de las moléculas de un cuerpo que disminuye el volumen y aumenta la densidad.
Cráneo	- parte de la cabeza que encierra el encéfalo.
Cuero cabelludo	- piel que cubre el cráneo.
Decúbito	- actitud del cuerpo en estado de reposo sobre un plan o más o menos horizontal

Decubito	- decubito dorsal, lateral o ventral- variedades del decubito según la región que toca el plano horizontal: espalda, costado o vientre.
Desfibrilación	- corrección de la fibrilación del corazón
Desfibrilador	- aparato que sirve para contrarrestar la fibrilación
Despolarizado	- que alcanzó una no polarización parcial o total.
Diabetes	- enfermedad caracterizada por la excesiva excreción de orina.
Diástole	- expansión recurrente rítmica, especialmente la dilatación de las cavidades del corazón cuando están llenas de sangre.
Dicrótico	- que tiene un doble latido.
ECG	- abreviatura de electrocardiograma
Ectópico	- situado lejos de la posición normal.
EKG	- abreviatura germana utilizada en vez de ECG
Electrolito	- conductor eléctrico no metálico en el que se transporta la corriente por medio de iones.
Electrocardiograma	- registro de la actividad eléctrica del corazón.
Electrocardiógrafo	- instrumento utilizado para medir la actividad eléctrica del corazón.
Electrodo	- dispositivo utilizado para formar interfases en la medida de potenciales y corrientes iónicas.
Electrofisiología	- ciencias de la fisiología en sus relaciones con la electricidad: el estudio de las reacciones eléctricas del organismo en la salud.
Electromiograma	- registro de los potenciales de acción musculares obtenido con un electromiógrafo.
Electromiógrafo	- instrumento para la medida de los potenciales musculares.
Embarazo ectópico	- desarrollo del huevo fuera de la cavidad

	uterina
Embrión	- descendiente humano o animal antes de salir del útero o del huevo; primeras etapas de gestación cuando el feto no está desarrollado. .B
Espina bífida	- hendidura o fisura congénita de los arcos vertebrales a través de la cual salen la médula o una porción de la misma junto con sus envolturas, que forman un tumor mayor o menor debajo de la piel.
Estenosis	- estrechamiento de un conducto o canal
Estenosis mitral	- estrechamiento del orificio aurículoventricular izquierdo
Estrabismo	- desviación de uno de los ojos de su dirección normal, de suerte que los ejes visuales no pueden dirigirse simultáneamente a un mismo punto; heterotropía
Extrasístole	- contracción prematura del corazón, independiente del ritmo normal.
Feto	- embrión del final del tercer mes de gestación.
Gasto cardiaco	- producto del ritmo cardiaco y el volumen de embolada.
Gónadas	- glándulas productoras de gametos masculinos o femeninos: testículos u ovarios
Gorgoteo	- variedad de borborismo, especialmente el que se produce artificialmente por presión de la fosa ilíaca derecha, que moviliza los gases del ciego.
Haz de His	- pequeño haz de fibras musculares cardiacas que transmiten las ondas de despolarización desde las aurículas a los ventrículos durante la contracción cardiaca.
Hidrocefalia	- acumulación de líquido en el encéfalo por aumento de su producción en los plexos coroideos de los ventrículos o por disminución de su absorción.
Hipoxia	- anoxia moderada

Infarto	- área de necrosis en un tejido u órgano producida por la obstrucción de la circulación local por un trombo o émbolo.
Insuficiencia	- disminución mayor o menor de la capacidad de un órgano para cumplir su función propia.
Intracelular	- dentro de la célula.
Intrauterino	- situado o que ocurre dentro del útero.
Isoeléctrico	- completamente uniforme eléctricamente; que tiene el mismo potencial y por lo tanto no da lugar a corriente
Labio leporino	- fisura congénita, especialmente del labio superior. Puede ser simple o doble según afecte uno o los dos labios.
Lesión	- daño o alteración morbosa orgánica o funcional de los tejidos.
Líquido amniótico	- líquido claro, amarillento que rodea al embrión o feto, contenido en el amnios y que con este es empujado en el acto del parto formando la bolsa de aguas.
Maligno	- virulento, pernicioso, enfermedades o tumores que se desarrollan rápidamente con tendencia a invasión general y cuya gravedad va a aumentar siempre.
Membrana	- fina capa de tejido que cubre una superficie o divide un espacio u órgano.
Miocardio	- paredes de la cámara del corazón que contienen la musculatura que actúa durante el bombeo de sangre.
Miometrio	- porción muscular del útero.
Mitosis	- división indirecta de las células germinativas y otras, que se realiza en cuatro fases: profase, metafase, anafase y telofase.
Mola	- masa carnosa informe que se desarrolla en el útero, especialmente la producida por la degeneración o hidropesía de las vellosidades del corion y la placenta.
Microcefalia	- cualidad de microcefalo

Microcefalo	- que tiene la cabeza pequeña: feto idiota o con la cabeza pequeña.
Micromielia	- pequeñez anormal de la médula espinal.
Occipital	- relativo o perteneciente a la porción posterior de la cabeza.
Organo	- grupo especializado de células que cumplen una cierta función.
Parietal	- que pertenece a la parte posterior superior de la cabeza.
Patología	- rama de la medicina que estudia las enfermedades y trastornos del organismo
Patológico	- relativo a la patología
Piezoelectrico	- actividad eléctrica debida a la deformación de una estructura cristalina.
Placenta	- inserción viciosa de la placenta en el segmento inferior del útero, por lo que en el parto falso o verdadero se presenta antes que el feto, pudiendo ser causa de gravísima hemorragia.
Post-partum	- puerperio; ocurre después del parto
Pollhydramnios	- hidropesía del amnios, hidramnios.
Pupa	- segundo período de desarrollo de un insecto, entre los de larva e imago. Se llama especialmente ninfa.
Presentación fetal	- en obstetricia; parte del feto que durante el part aparece primero en el cuello uterino.
Presentación transversa	- <i>braquial</i> , <i>cubital</i> - prolapso del brazo extendido flexionado respectivamente en la presentación de tronco. <i>de cara</i> - presentación cefálica desflexionada, en la que el mentón encaja primeramente en el estrecho superior. <i>cefálica</i> - presentación longitudinal en la que aparece una parte cualquiera de la cabeza: vértice frente o cara. <i>de frente o frontal</i> - variedad de presentación cefálica entre la de cara y vértice. <i>funicular</i> - prolapso del cordón umbilical. <i>longitudinal</i> - presentación de uno de los extremos cefálico o pélvico de la elipse

fetal. *de nalgas*: presentación del extremo pélvico de la elipse fetal. -Presentación Longitudinal *transversa o de tronco*: presentación del feto por uno de sus planos laterales derecho o izquierdo que comprende las variedades: acromial, cubital y braquial. *de vértice*: presentación cefálica flexionada, en la que el occipucio encaja primeramente en el estrecho superior.

Sístole	- contracción o período de contracción, del corazón, especialmente de los ventrículos. Coincide con el intervalo entre el primer tono cardíaco y el segundo, durante el que se bombea la sangre a la aorta y el tronco pulmonar.
Soplo funicular	- soplo fetal producido en el cordón umbilical.
Soplo uterino	- ruido que produce la sangre de las arterias del útero grávido.
Sínfisis púbica	- sacroilíaca: articulación de los huesos ilíacos entre sí con el sacro respectivamente.
Taquicardia	- actividad cardíaca relativamente rápida
Tocología	- suma de conocimientos relativos al parto; obstetricia.
Teratógeno	-relativo a la teratogenia o desarrollo de restos embrionarios.
Torácico	- perteneciente al tórax
Tórax	- parte del cuerpo entre el cuello y el abdomen.
Toxicosis	- estado morboso debido a un veneno, cuando es gestacional se denomina gestosis.
Utero	- organo del cuerpo femenino para la protección y alimentación del feto.
Valvula aórtica	-válvula de salida del ventrículo izquierdo a la aorta.
Valvula mitral	- válvula situada entre la aurícula y el ventrículo izquierdos del corazón.
Valvula semilunar	- (pulmonar) válvula de salida del ventrículo

derecho a la arteria pulmonar.

Vena cava superior

- vena principal que retorna al corazón la sangre procedente de la circulación mayor de la zona situada por encima del corazón.

Ventrículo

- cámara del corazón que recibe sangre de la aurícula correspondiente y desde donde se envía a las arterias.

Volúmen de embolada

- cantidad de sangre bombeada en cada latido cardiaco (volúmen diastolico del ventrículo menos el volúmen de sangre en el ventrículo al final de la sístole).

BIBLIOGRAFIA

ANTONIQU ANDREAS

Digital Filters: Analysis and Design
Mc Graw Hill
USA. 1979
ISBN: 0-07-002117-1

BAYES DE LUNA ANTONIO

Fundamentos de Electrocardiografía
Editorial Científico Médica
Barcelona, 1981
ISBN: 84-224-0769

BENSON CARLIN

Ultrasonía
Ediciones Urmo
Primera ed. en español, 1972

BILDSTEIN PAUL

Filtros Activos
Ed Marcombo
España

BONILLA MUSOLES F., PEREZ GIL M.

Diagnóstico con Ultrasonidos en Obstetricia y Ginecología
Editorial Científico-médica
Barcelona, 1977 (3ª edición)

BRAUNWALD EUGENE

Tratado de Cardiología
Nueva Ed. Interamericana
México, D.F., 1985
ISBN: 968-25-0758-8

CARR J. JOSEPH, BROWN M. JOHN

Introduction to Biomedical Equipment Technology
John Wiley and Sons
USA, 1984
ISBN: 0-471-04143-2

CROMWELL, LESLIE, ARDITTI MORT, WEIBELL F., PFEIFER E., STEELB

Medical Instrumentation for Health Care
Prentice Hall
New Jersey, 1976

ISBN: 0-13-572602-6

CROMWELL LESLIE, WEIBELL F., PFEIFER E., USSELMAN LEO

Instrumentación y Medidas Biomédicas

Marcombo

Barcelona, 1980

ISBN: 0-13-077131-7

CALVERT & MC CAUSLAND

Electronics

Hohn Wiley & Sons

USA, 1978

CRUICKSHANK WILLIAM M.

El Niño con Daño Cerebral

Ed Trillas, 2a ed.

México, 1981

ISBN: 966-24-1144-0

DEWHURST C.J. ed.

Integrated Obstetrics and Gynaecology for Postgraduates

Blackwell Scientific Publications (2^a ed)

Oxford, 1976

ISBN: 0-632-00098-8

FEIGENBAUM HARVEY, MD

Echocardiography

Lea & Febiger

Philadelphia, 1981

ISBN: 0-8121-0758-6

FRIEDBERG K. CHARLES, MD

Diseases of the Heart

W.B. Saunders Co.

Londres, 1970

3^a edición

GRAEME G. GERALD, TOBEY E. GENE, HUELSMAN P. LAURENCE

Operational Amplifiers : Design and Applications

Mc Graw Hill

USA, 1971

ISBN: 07-064917-0

GAYBRIEL A., WHITE P., WHERELER L., WILLIAMS C., MD.

Electrocardiography in practice

W.B. Saunders

Philadelphia, 3^a ed.

HURST WILLIS, MD

The Heart

Mc Graw Hill-Kogakusha

Japón, 1970

3^a edición

KAUFMAN M., SEIDMAN ARTHUR

Manual Para Ingenieros y Técnicos en Electrónica

Mac Graw Hill

México, 1982

ISBN: 968-451-22-4

MASON WARREN PERRY
Ultrasonics
Academic Press
USA, 1964

MERGER ROBERT, LEVY J., MELCHIOR J.
Manual de Obstetricia
Toray-Masson S.A.
Barcelona, 1971

NADAS ALEXANDER

Pediatric Cardiology

W.B. Saunders

USA, 1973

RABINER R. LAURENCE, GOLD BERNARD

Theory and Application of Digital Signal Processing

Prentice Hall

New Jersey, 1975

ISBN: 0-13-914101-4

ROWLANDS J. DEREK

Comprensión del Electrocardiograma

Publicaciones Inderalici, ICI Pharma

México, 1980

SAPIR SELMA, NITZBURG C. ANN

Children with Learning Problems

Brunner- Mazel Publishers

New York, 1973

ISBN: 87630-073-5

SEGURA CABRAL J.M.,

Ultrasonografía Abdominal

Ediciones Norma S.A.

Madrid, 1981

ISBN: 84-7487-008-9

SMITH LOVE G., PHYLLIS E. DAVIS

Terminología Médica

Ed Limusa

México, 1970

STANLEY P.C.

Light and Sound for Engineers

Hart Publishing Co.

New York, 1968

TALLIS JAIME

Metodología Diagnóstica en la Disfunción Cerebral Mínima.

Ed. Paidós

Argentina, 1982

ISBN: 950-12-4309-5

ULRICH HARTEN HANS

Física Básica para Estudiantes de Medicina.
Springer Verlag / Ed. Científico-médica
Madrid, 1977
ISBN: 84-224-0692-6

WOODCOCK J.P.
Ultrasonics
Medical Physics Handbook-1
Adam Hilger LTD
Bristol, 1979
ISBN: 0-85274-506-0

Publicaciones:

BARRETT M. JEFFREY, MD., BOEHM FRANK, MD.
Documentation of Recent Fetal Demise with Simultaneous Maternal
and Fetal Heartrate Monitoring
Obstetrics and Gynecology
Vol 55 No 3
Marzo, 1980

BAUSE S. GEORGE
Doppler Ultrasound and Maternal Eng. Fragility.
Obstetrics and Gynecology
Vol 62 No 1
Jul, 1963

EISENBERG DE S PAULINA, DOMINGUEZ G. CARMEN, LINDIG. B. MIGB
Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica
Vol. 2 No 1
1979

EISENBERG DE S PAULINA DRA
Apuntes del Curso: Electrocardiografía Fetal Externa y Pruebas de
Esfuerzo en Embarazo.
Hospital de Ginecología # 4
1985

GREENE E. DAVID
A Mathematical Theory for Sequential Input Adaptive Systems with
applications to Man- Machine Systems
IEEE Transactions on Systems, man and Cybernetics
Vol SMC 8, No 6
Junio, 1978

LINDIG BOS MIGUEL
Introducción al Procesamiento Discreto de Señales
Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica
Vol 2, No 1, año2

MILLER C. FRANK, MD, MUELLER E., RM & VERLICK K., RM
Quantitation of Uterine Activity: Clinical Evaluation Data
Obstetrics and Gynecology
Vol 55, No 3 (Supplement)
Marzo, 1980

SCHALLY ANDREW DR., MAC GREGOR CARLOS DR.
Monitorización Fetal
Rev. Progresos Recientes en Ginecología y Obstetricia
I.M.S.S.
México, 1976

DICCIONARIO TERMINOLOGICO DE CIENCIAS MEDICAS
Salvat

CHAVOLLA GARIBAY LYDIA MARCELA
Tesis: Transmisión de Información por medio: ultrasónicos
Universidad Anahuac
Ingeniería de Sistemas
México, 1984

MANUALES
Analog Devices
National Semiconductor
Motorola

Otras Fuentes de Información:
Sr Cecilio Rey : Mc. Graw Hill de México
Dr. Mondragón : Director de la Escuela de Medicina de la Universidad
Anahuac.

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	+25V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Supply Current (Note 2)	110 mA
Output Voltage (Note 3)	+15V
Output Signal Current (Note 4)	Indefinite
Operating Temperature Range	LM216, LM216A -25°C to 85°C
	LM216, LM216A 0°C to 70°C
Storage Temperature Range	-65°C to 150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 sec)	300°C

Electrical Characteristics (Note 4)

PARAMETER	CONDITIONS	LM216A	LM216	LM316A	LM316	UNITS
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Min	3	10	3	10	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Max	15	50	15	50	pA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Max	20	150	50	150	pA
Input Impedance	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Min	∞	1	5	1	GΩ
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Max	0.6	0.9	0.6	0.9	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{in} = +15\text{V}$, $V_{out} = +10\text{V}$, $R_L \geq 10\text{ k}\Omega$, Min	40	20	40	20	V/mV
Input Offset Voltage	Min	5	15	5	15	mV
Input Offset Current	Max	30	100	30	100	pA
Input Bias Current	Max	100	250	100	250	pA
Supply Current	$T_A = T_{max}$, Max	0.5		0.5		mA
Large Signal Voltage Gain	$V_{in} = +15\text{V}$, $V_{out} = +10\text{V}$, $R_L \geq 10\text{ k}\Omega$, Min	20	10	30	15	V/mV
Output Voltage Swing	$V_{in} = +15\text{V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, Min	+13	+13	+13	+13	V
Input Voltage Range	$V_{in} = +15\text{V}$, Min	-11	+12	+13	+13	V
Common-Mode Rejection Ratio	Min	80	90	80	90	dB
Supply Voltage Rejection Ratio	Min	80	90	80	90	dB

Note 1: The maximum junction temperature of the LM216 and LM216A is 80°C, which is at the 500 mW and LM316A is 70°C. The operating junction temperature decreases to the 10% average power level, depending on the thermal resistance of the PCB. The maximum junction temperature is 150°C.

Note 2: The supply current limit is set by the load current for the output. For the LM216, the maximum supply current is 110 mA. For the LM316, the maximum supply current is 150 mA.

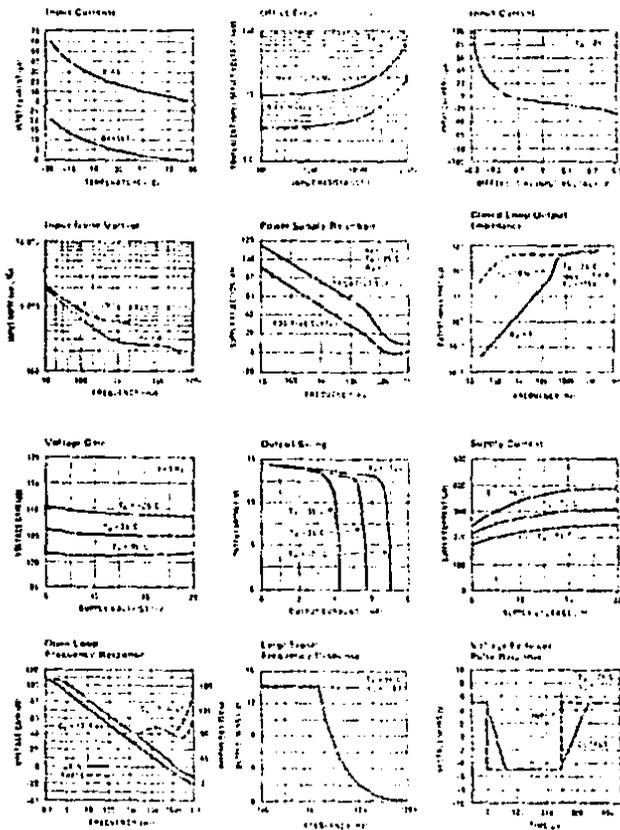
Note 3: For large signal gain, $V_{in} = +15\text{V}$, the average maximum signal current is equal to the supply current.

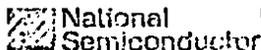
Note 4: The input voltage range for 25°C $V_{in} = +15\text{V}$ and 25°C $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified. For the LM216 and LM216A, the input common-mode voltage range is limited to 0V to $V_{CC} - 1.5\text{V}$.

LM216/LM316, LM216A/LM316A

LM216/LM316, LM216A/LM316A

Typical Performance Characteristics





Operational Amplifiers/Buffers

LM216/LM316, LM216A/LM316A Operational Amplifiers

General Description

These devices are precision high performance four operational amplifiers designed for applications requiring extremely low input current error. They use substrate injection as a Drain pull-out stage to get I_{in} to ± 1 pA which is one order of magnitude better than the best available bipolar operational amplifier. Input requirements, however, are the same as for other voltage offset current products and should refer to the main Burlington LM312 series. Note the following specifications apply:

- Guaranteed bias currents as low as 50 pA
- Maximum offset currents down to 15 pA
- Operates from supplies of ± 15 to ± 20 V
- Supply current out, 300 μ A at 120V

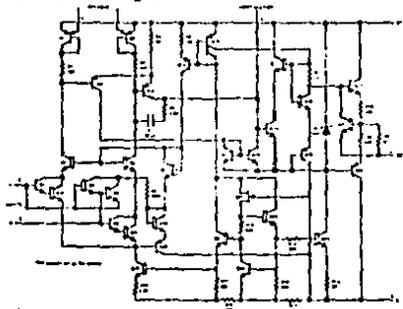
These operational amplifiers are internally frequency compensated and have provisions for offset balancing with a single external potentiometer.

Further, unlike a buffer, it remains in a balanced condition, the MOS compensation circuit is protected to prevent catastrophic failure from overvoltage spikes on the signal.

The low current error of these amplifiers can be further enhanced by using a special practical wiring technique. The I_{in} is normally about 100 pA, more exacting than during the open loop operation. Load with an 100 k Ω voltage divider. The total current error drifts less than 10 pA over a day. In all cases, except of the day, can also be used in applications no larger than 1 μ F.

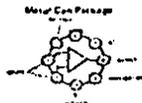
The LM216A and LM316A are the precision versions of the LM216 and LM316. The LM216 and LM316 are specified for operation from -25° C to 85° C, while the LM216A and LM316A are specified from 0° C to 57° C.

Schematic Diagram **



** Pin connections shown only for metal can.

Connection Diagrams



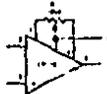
Order Number LM216 or LM316 or LM216A or LM316A
 Buckle Up, Buy 100K

Auxiliary Circuits **

Offset nulling for Greater Static Error



Offset Erroring



ANEXO

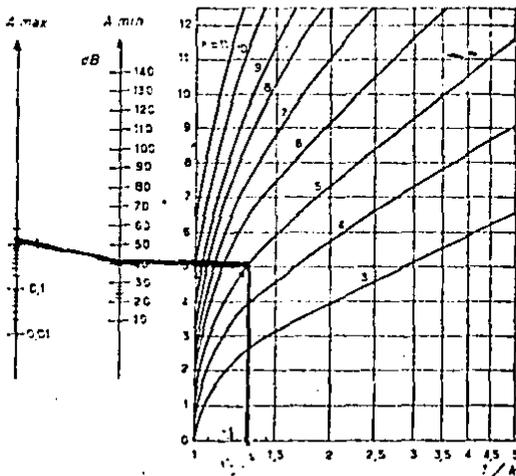


Fig. C1. Abaco que permite determinar el orden n de un filtro de Cauer cuando se conoce su selectividad λ , la atenuación en la banda de paso A_{min} , y la atenuación mínima en la banda atenuada A_{max} .

n	λ	ϵ	ω	τ	τ/ω	F_m	F_n	Y_m	FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA
1	2	0.7071	0.7071	0.7071	0.7071	0.7071	0.7071	0.7071	$1 - 0.7071\omega^2 + 0.7071\omega^4$
2	1.4142	0.5884	0.5884	0.5884	0.5884	0.5884	0.5884	0.5884	$1 - 1.4142\omega^2 + 1.4142\omega^4 - 0.5884\omega^6$
3	1.7321	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	$1 - 1.7321\omega^2 + 1.7321\omega^4 - 1.7321\omega^6 + 0.5000\omega^8$
4	1.8478	0.4472	0.4472	0.4472	0.4472	0.4472	0.4472	0.4472	$1 - 1.8478\omega^2 + 1.8478\omega^4 - 1.8478\omega^6 + 1.8478\omega^8 - 0.4472\omega^{10}$
5	1.9613	0.4142	0.4142	0.4142	0.4142	0.4142	0.4142	0.4142	$1 - 1.9613\omega^2 + 1.9613\omega^4 - 1.9613\omega^6 + 1.9613\omega^8 - 1.9613\omega^{10} + 0.4142\omega^{12}$
6	2.0000	0.3857	0.3857	0.3857	0.3857	0.3857	0.3857	0.3857	$1 - 2.0000\omega^2 + 2.0000\omega^4 - 2.0000\omega^6 + 2.0000\omega^8 - 2.0000\omega^{10} + 2.0000\omega^{12} - 0.3857\omega^{14}$
7	2.0311	0.3613	0.3613	0.3613	0.3613	0.3613	0.3613	0.3613	$1 - 2.0311\omega^2 + 2.0311\omega^4 - 2.0311\omega^6 + 2.0311\omega^8 - 2.0311\omega^{10} + 2.0311\omega^{12} - 2.0311\omega^{14} + 0.3613\omega^{16}$
8	2.0557	0.3420	0.3420	0.3420	0.3420	0.3420	0.3420	0.3420	$1 - 2.0557\omega^2 + 2.0557\omega^4 - 2.0557\omega^6 + 2.0557\omega^8 - 2.0557\omega^{10} + 2.0557\omega^{12} - 2.0557\omega^{14} + 2.0557\omega^{16} - 0.3420\omega^{18}$
9	2.0751	0.3268	0.3268	0.3268	0.3268	0.3268	0.3268	0.3268	$1 - 2.0751\omega^2 + 2.0751\omega^4 - 2.0751\omega^6 + 2.0751\omega^8 - 2.0751\omega^{10} + 2.0751\omega^{12} - 2.0751\omega^{14} + 2.0751\omega^{16} - 2.0751\omega^{18} + 0.3268\omega^{20}$
10	2.0907	0.3143	0.3143	0.3143	0.3143	0.3143	0.3143	0.3143	$1 - 2.0907\omega^2 + 2.0907\omega^4 - 2.0907\omega^6 + 2.0907\omega^8 - 2.0907\omega^{10} + 2.0907\omega^{12} - 2.0907\omega^{14} + 2.0907\omega^{16} - 2.0907\omega^{18} + 2.0907\omega^{20} - 0.3143\omega^{22}$

$A_{max} = 1 \text{ dB}$
 $A_{min} = 60 \text{ dB}$

OPTICAL COUPLERS/ISOLATORS

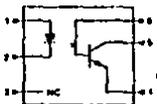
Optical couplers provide excellent isolation from high-voltage, high-current, or high-frequency noise that would otherwise be coupled into sensitive electronic information. They also are useful in systems of different logic levels and in applications that would otherwise require high-voltage couplers or a special shielded transformer coupling of 7500 vac plus.

Multiple units are available in standard packages in a large range of configurations including the functions of Darlington's pure and Darlington couplers for a choice of JEDEC registration, transistors — 4742, 4743, 4744, and Darlington's — 4749, 4750, 4751. All Motorola couplers are UL Recognized with File Number E54815.

CASE 720A



The Transistor Coupler is probably the most common form of isolation and active impedance speed (30 picoseconds) and economy. In addition, the common-base junction can be used as a photodiode to achieve higher speeds. The output in this mode is linear, permitting amplification for pure voltage output duty.



The Darlington Transistor Coupler is used when high input impedance and high output current capability are needed. The speed is approximately 30 nsec as compared to the picosecond rate of the common-base type. The output in this mode is linear as high as the common-base type.



Transistor Coupler
Isolation Voltage = 7500 Vdc
Output Voltage = 5Vdc
DC Current = 10mA

Device Type	DC Element Transistor	Isolation Voltage (Vdc)
4742	2N	10
4743	2N	10
4744	2N	10
4749	2N	10
4750	2N	10
4751	2N	10
4752	2N	10
4753	2N	10
4754	2N	10
4755	2N	10
4756	2N	10
4757	2N	10
4758	2N	10
4759	2N	10
4760	2N	10
4761	2N	10
4762	2N	10
4763	2N	10
4764	2N	10
4765	2N	10
4766	2N	10
4767	2N	10
4768	2N	10
4769	2N	10
4770	2N	10
4771	2N	10
4772	2N	10
4773	2N	10
4774	2N	10
4775	2N	10
4776	2N	10
4777	2N	10
4778	2N	10
4779	2N	10
4780	2N	10
4781	2N	10
4782	2N	10
4783	2N	10
4784	2N	10
4785	2N	10
4786	2N	10
4787	2N	10
4788	2N	10
4789	2N	10
4790	2N	10
4791	2N	10
4792	2N	10
4793	2N	10
4794	2N	10
4795	2N	10
4796	2N	10
4797	2N	10
4798	2N	10
4799	2N	10
4800	2N	10

Darlington Output
Isolation Voltage = 7500 Vdc
Output Voltage = 5Vdc
DC Current = 10mA

Device Type	DC Element Transistor	Isolation Voltage (Vdc)
4742	2N	10
4743	2N	10
4744	2N	10
4749	2N	10
4750	2N	10
4751	2N	10
4752	2N	10
4753	2N	10
4754	2N	10
4755	2N	10
4756	2N	10
4757	2N	10
4758	2N	10
4759	2N	10
4760	2N	10
4761	2N	10
4762	2N	10
4763	2N	10
4764	2N	10
4765	2N	10
4766	2N	10
4767	2N	10
4768	2N	10
4769	2N	10
4770	2N	10
4771	2N	10
4772	2N	10
4773	2N	10
4774	2N	10
4775	2N	10
4776	2N	10
4777	2N	10
4778	2N	10
4779	2N	10
4780	2N	10
4781	2N	10
4782	2N	10
4783	2N	10
4784	2N	10
4785	2N	10
4786	2N	10
4787	2N	10
4788	2N	10
4789	2N	10
4790	2N	10
4791	2N	10
4792	2N	10
4793	2N	10
4794	2N	10
4795	2N	10
4796	2N	10
4797	2N	10
4798	2N	10
4799	2N	10
4800	2N	10

Note:
1. Isolation voltage is for 100% duty cycle.
2. Common-base type is available in 100% duty cycle.
3. All devices are available in 100% duty cycle.
4. Output voltage is for 100% duty cycle.
5. DC current is for 100% duty cycle.
6. Output voltage is for 100% duty cycle.