



POSGRADO INTERINSTITUCIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA
CENTRO DE INVESTIGACIONES EN ÓPTICA, A.C.

“Optocardiograma”

TESIS PROFESIONAL

Para obtener el grado de
MAESTRÍA EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

PRESENTA:
JAVIER MASCORRO PANTOJA

ASESOR:
DR. JUAN JOSÉ SOTO BERNAL

Aguascalientes, Ags. Diciembre de 2005

A mi amada Ceci
con cariño

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer en primer lugar al consejo nacional de ciencia y tecnología por el apoyo que me brindó durante el desarrollo de este proyecto.

También al Centro de Investigaciones en Óptica A.C. por haberme brindado la oportunidad de realizar mis estudios de posgrado en sus instalaciones; agradezco a la Dr. Rubén Galaviz Tristán por su apoyo en el inicio de este proyecto y en especial al Dr. Juan José Soto Bernal, por su dedicación y enseñanza.

Finalmente y aunque con igual importancia agradezco a mi familia, amigos y amigas que de una u otra forma me apoyaron para la realización de este trabajo.

APORTACIÓN CIENTÍFICA:

XLVIII congreso nacional smf / XVIII reunión anual AMO con el trabajo: detección y visualización del comportamiento del corazón utilizando un láser de he-Ne.

The international society for optical engineering, spie con el trabajo: “heart activity monitoring using a michelson interferometer”.

“Optical detection of the QRS Complex, P Wave and T Wave” enviado a: Cardiovascular Research.

RESUMEN

La meta del presente trabajo es encontrar un método alternativo para obtener el comportamiento mecánico del corazón, basado en los microdesplazamientos realizados por la piel al momento de efectuarse el movimiento mecánico debido a los biopotenciales (son los voltajes mostrados por las actividades químico eléctricas de las células); ya que actualmente la tecnología que se utiliza para obtener el electrocardiograma en el país tiene costos muy altos (capítulo IV) por que la tecnología y todo el material utilizado para efectuar estos estudios son importados.

Este método alternativo de medición de ciclo cardiaco utilizará un láser como detector de los microdesplazamientos transcutáneos. El láser es un dispositivo que genera luz de forma coherente, la gama de usos del láser en la actualidad es muy amplia, debido a sus muchas aplicaciones desde el área medicina hasta la industria, en forma de sensores, cortadores, soldadores, comunicaciones, etc. Gracias a su coherencia, la luz puede generar patrones de difracción (son los muestran si hubo diferencia entre los caminos que recorrió la luz) muy útiles en la interferometría óptica, muestran una gran cantidad de información y se puede explicar en su forma mas simple como la superposición de frente de onda.

Un patrón de franjas en forma general consiste en la interferencia de dos frentes de onda de forma arbitraria, donde se designa uno de ellos como el de referencia y el segundo como el de prueba, la diferencia de camino óptico (D.C.O.), genera el patrón.

El trabajo se enfocó en diseñar una interfaz opto-electrónica y un sistema electrónico para el procesamiento de las franjas generadas por la interferencia de la luz, producida por la superposición de la luz en el arreglo óptico, los movimientos mecánicos del corazón, son reflejados en la caja torácica, y por tanto en la piel, de esta manera se puede extraer la información del corazón a través de los microdesplazamientos resultantes sobre la piel. Cuando éstos se hacen interactuar con el arreglo óptico, mediante un prototipo mecánico, introduciendo esos microdesplazamientos al espejo situado en la membrana del prototipo mecánico, existe un corrimiento de franjas, relacionado con los

microdesplazamientos de la piel y con el movimiento mecánico del corazón, esto es generado directamente por los biopotenciales de las células cardíacas. Una vez transmitida esta información hacia el arreglo óptico, es posible poder ver y diagnosticar el comportamiento mecánico del corazón, en tiempo real y de forma accesible para cualquier médico, pudiendo así diagnosticar enfermedades o padecimientos en forma preventiva.

CONTENIDO

Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Aportación científica	iv
Resumen	v
Introducción	1
Capítulo I El corazón	2
1.1 Introducción	2
1.1.1 Anatomía	2
1.1.2 Estructura	3
1.1.3 Circulación Mecánica	6
1.2 El electrocardiograma	6
1.3 Actividad eléctrica cardíaca	9
1.3.1 Descripción del electrocardiograma	13
1.4 Triangulo de Einthoven	14
1.4.1 Determinación del vector cardiaco a partir del ECG	18
1.5 Medición de los biopotenciales cardiacos	19
1.6 Enfermedades mas comunes entre el mexicano promedio	25
Capítulo II. Interferometría	28
2.1 Introducción	28
2.1.1 Interferómetros de división de amplitud	30
2.2 Filtros y ruido	37
2.2.1 Ruidos internos	38
2.2.2 Ruidos externos	38

Capítulo III. Desarrollo experimental y resultados	39
3.1 Cronología del experimento	39
3.2 Simulación cardíaca	40
3.3 Análisis de resonancia de la bocina	43
3.4 Descripción del arreglo electrónico	44
3.5 Análisis de respuesta del foto transistor	47
3.6 Análisis en el osciloscopio	48
3.7 Obtención del optocardiograma	49
Capítulo IV. Estudio económico	59
4.1 Introducción	59
4.2 Comparativa del método tradicional contra optocardiograma	61
Capítulo V. Conclusiones	64
5.1 Trabajo a futuro	65
5.2 Trabajos realizados	65
Referencias	66
Índice de figuras	68

INTRODUCCIÓN

En México, la principal causa de muerte en los adultos, esta relacionada con enfermedades cardiacas, por ese motivo surgió la iniciativa por desarrollar un dispositivo capaz de obtener los movimientos mecánicos del corazón de una forma más simple y accesible a los médicos y de esta forma poder diagnosticar oportunamente, las enfermedades que podrían aquejar a los pacientes y prevenir futuros padecimientos [1].

En el área pública de la seguridad social actualmente este tipo de análisis, son muy difíciles de realizar por los médicos en lugares accesibles, debido a que la mayoría de estos aparatos que existen, se encuentran en lugares externos al centro de salud o seguro social.

El objetivo de este proyecto es ofrecer un método alternativo y eficiente de diagnóstico por medio interferometría óptica de diagnóstico en forma preventiva a los pacientes, y de esta manera prevenir decesos por falta de dispositivos para en análisis cardiacos.

La salud en el país, es afectada a grosso modo por los hábitos alimenticios que se tienen, la baja nutrición y el consumo excesivo de grasas [2]. Por este motivo la tasa de mortalidad es afectada directamente, por esta razón es que muchos de los recursos del gobierno asignados para la salud del mexicano promedio, no son para fines preventivos, si no correctivos (esto aunado con la falta de ejercicio y el sedentarismo), los padecimientos cardiacos serán meramente consecuentes.

CAPITULO I

EL CORAZÓN

1.1 INTRODUCCIÓN

El corazón es una poderosa bomba que provee de sangre a todo los órganos del cuerpo, alimentando a todos los órganos y sistemas del cuerpo, a través de una compleja red de arterias y venas, capaces de llevar y extraer la sangre a los lugares más recónditos de la anatomía humana [2].

1.1.1 ANATOMÍA

El corazón es un complejo de músculos que esta conformado de cuatro cavidades, dos en la parte superior llamadas aurículas, y dos en la parte inferior llamados ventrículos, se encuentra localizado dentro de la cavidad torácica teniendo la forma de cono inclinado, y una orientación ligeramente hacia delante y a la derecha su punta inferior; se encuentra en contacto con el esófago en su lado posterior, los bronquios en la aurícula izquierda, y por los costados se encuentran los pulmones, por la parte de atrás el diafragma y finalmente el tórax que esta en contacto con el ventrículo izquierdo [3], como se observa en la figura 1.1.

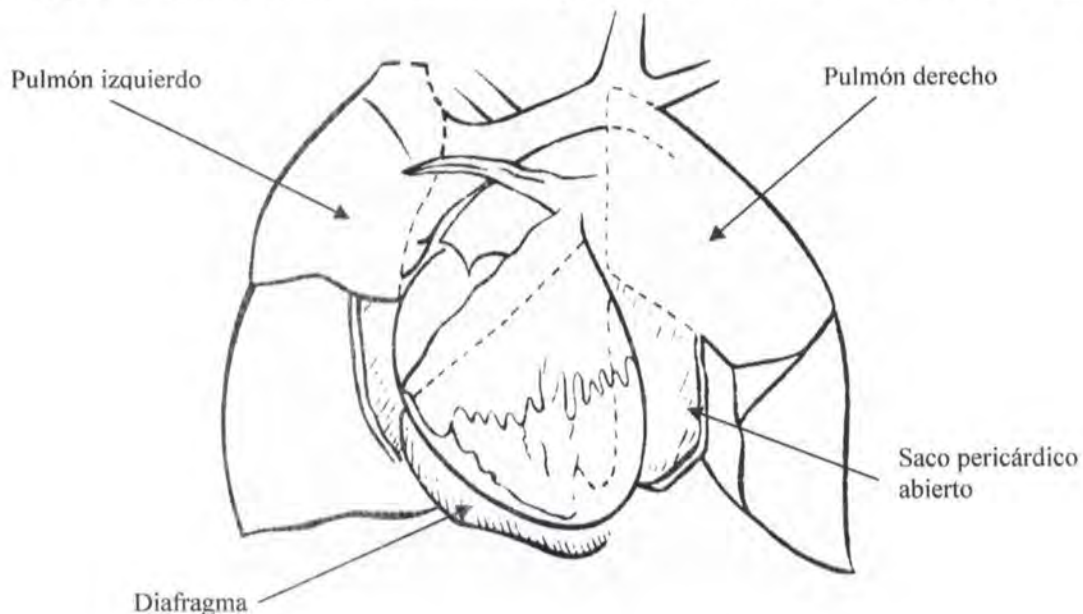


Figura 1.1. Localización del Corazón

1.1.2 ESTRUCTURA

El corazón esta compuesto por 3 capas musculares, cada una de ellas tiene una función específica dentro del ciclo cardiaco su función principal es transportar la sangre de dentro del sistema cardiaco, los nombres de estas capas son: pericardio, miocardio y endocardio [4].

El pericardio es un saco delgado de dos capas que protege y envuelve en su totalidad al corazón, entre las dos capas existe un líquido lubricante (pericárdico), que permite al corazón un fácil desplazamiento dentro de esta cavidad, permitiéndole gran movilidad al corazón durante las fases de sístole (contracción) o diástole (relajación) [4] figura 1.2.

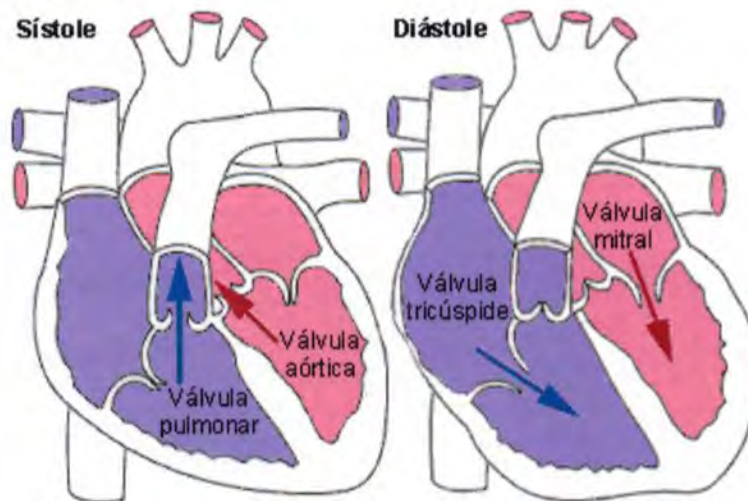


Figura 1.2 Sístole y diástole

El pericardio es una capa rígida que cubre el corazón (figura 1.3.) y actúa pasivamente. Por su rigidez, influye fundamentalmente en la función diastólica del corazón (el pericardio es una membrana que puede limitar la función de llenado del corazón), puesto que solo actúa pasivamente no afecta (o solo mínimamente) a la función sistólica. Por tanto, la importancia fisiológica del pericardio está en su capacidad de limitar el llenado de los ventrículos, pero es necesario señalar que este efecto no solo se lleva a cabo, por un aumento del líquido pericárdico (provocando taponamiento), sino que también puede ocurrir por aumento de cualquier parte del contenido dentro del saco pericárdico. De hecho,

el saco pericárdico contiene las cavidades cardíacas, la masa miocárdica, la parte de grandes vasos comprendida dentro del pericardio, la red vascular coronaria y el volumen sanguíneo contenido dentro de las cavidades cardíacas [4].

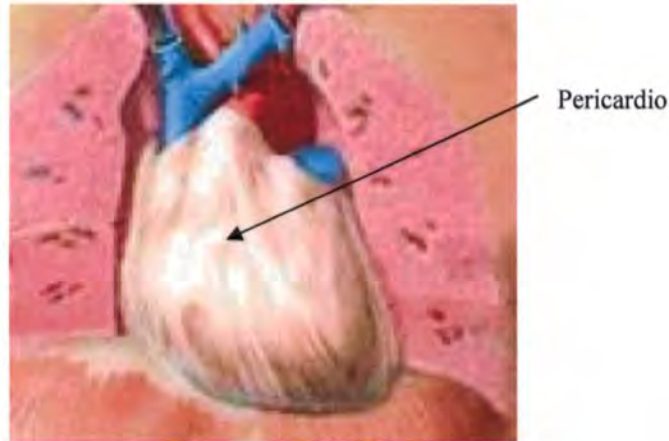


Figura 1.3. Localización física pericardio

El miocardio conforma la mayoría de la estructura cardíaca, básicamente es tejido muscular y en menor proporción tejido conectivo y fibroso (válvulas), estas células fibrosas estriadas (llamadas así al no mantener un espesor constante), a diferencia de las fibras musculares de los músculos voluntarios, se unen unas con otras por sus extremidades, para formar un sincitio (como una sola célula grande), para poder tener una acción sincronizada y simultánea, cada una de estas fibras esta compuesta por fibrillas elementales, dispuestas longitudinalmente, que tienen la propiedad de cortarse o alargarse, en su diámetro longitudinal, todas estas se unen para formar fibras musculares, dispersos en diversas capas, y en varios sentidos, circular, longitudinal u oblicuo. De manera que puedan ejercer mejor su función, la de excretar sangre [4] su localización se muestra en la figura 1.4.

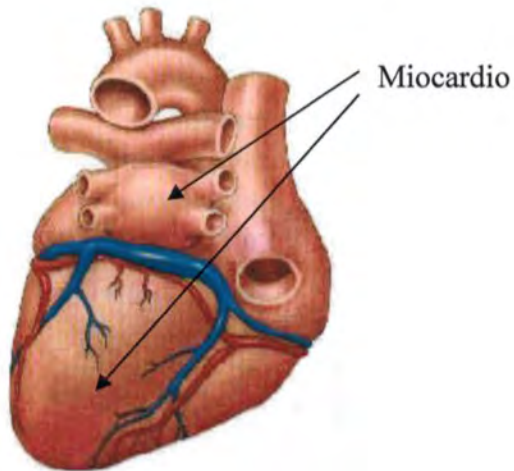


Figura 1.4. Localización física Miocardio

El endocardio es una membrana delgada que recubre todo el interior de las cavidades del corazón (como se muestra en la figura 1.5), incluidas las válvulas y su musculatura [4].

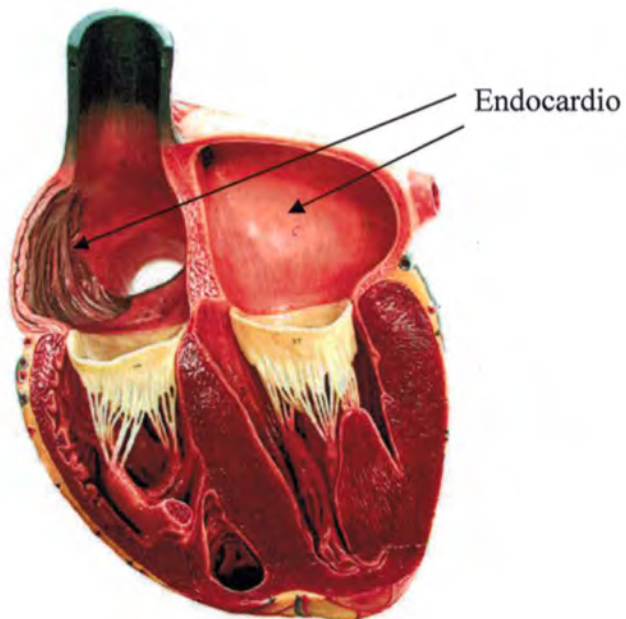


Figura 1.5 Localización física Endocardio

1.1.3 CIRCULACIÓN MECÁNICA

La circulación mecánica del corazón, consiste en el paso del torrente sanguíneo a través de las diferentes partes que conforman el aparato circulatorio, pasando de forma cronológica por:

Las venas, venas cavas, aurícula derecha, Válvula tricúspide, Ventrículo derecho, Válvula Pulmonar, Arteria Pulmonar, Pulmones, Venas Pulmonares, Aurícula Izquierda, Válvula Mitral, Ventrículo Izquierdo, Válvula aórtica, Aorta, Circulación sistémica, las Venas completando así su recorrido completo a través de todo el cuerpo.

Todo esto sucede debido a los movimientos de sístole y diástole, las válvulas se abren por gradientes de presión (Se abren cuando hay mas fluido en un lado que otro) [4], con esto se muestra de forma general el comportamiento del corazón, y sus partes, tomando esto como base para el desarrollo del proyecto, ahora debemos ver como se comporta de forma eléctrica y que métodos existen actualmente para su análisis.

1.2. EL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).

En 1903, Guillermo Einthoven registró la actividad eléctrica del corazón y le dio nombre a las diferentes ondas “P”, “QRS” y “T” (figura 1.6). Él llamó este trazado “elektrokardiogramme” (EKG), término aún empleado por algunos autores. Actualmente se le conoce como ECG [5]. Para registrar el ECG tradicional, se colocan sobre la piel electrodos que son placas metálicas unidas a cables que se conectan al electrocardiógrafo (aparato diseñado específicamente para registrar los ECG. Está constituido por un amplificador de señales eléctricas al que se conectan, por un lado los electrodos que se colocan en la superficie corporal, y, por otro, un dispositivo de registro, ya sea gráfico en papel o pantalla, o en computadora. El equipo amplifica esos voltajes y produce la desviación de una plumilla, que los registra sobre un papel que se mueve a una velocidad de 25 mm/segundo. Una diferencia de potencial de 1 mV entre dos puntos del cuerpo produce una desviación de la plumilla de 1 cm.), donde es posible observar el vector cardiaco desde diferentes puntos. Los electrodos son conductores eléctricos que se conectan

con la parte no metálica de un circuito y actúan como transductores capaces de convertir los potenciales iónicos en tensiones eléctricas, registrando las diferencias de voltaje como reflejo a la actividad eléctrica del corazón. Los electrodos más comúnmente utilizados son los de tipo flotante, cuyo principio es el de eliminar los problemas de movimiento evitando cualquier contacto directo del metal y la piel con un gel conductor (saturada en sal) o pasta electrolítica, que forma un puente conductor, con esto se logra registrar de los cambios en los voltajes en el sistema cardiaco, el trazado de tales registros se conoce con el nombre de electrocardiograma [5].

El trazado del electrocardiograma tiene una nomenclatura específica, para definir sus patrones característicos (ver figura 1.6)

ONDA: deflexión negativa o positiva sobre la basal (onda P, onda U)

SEGMENTO: distancia entre dos ondas (segmento ST)

INTERVALO: duración de una onda más un segmento (intervalo QT)

COMPLEJO: grupo de ondas sin intervalos o segmentos entre ellas (complejo QRS).

Electrofisiológicamente la onda P y el PR en el ECG, representan la despolarización (activación eléctrica) auricular, y el QRS representa la despolarización ventricular. La repolarización (restauración del potencial eléctrico de la célula) está representada por el segmento ST, la onda T, el intervalo QT y la onda U (figura 1.6).

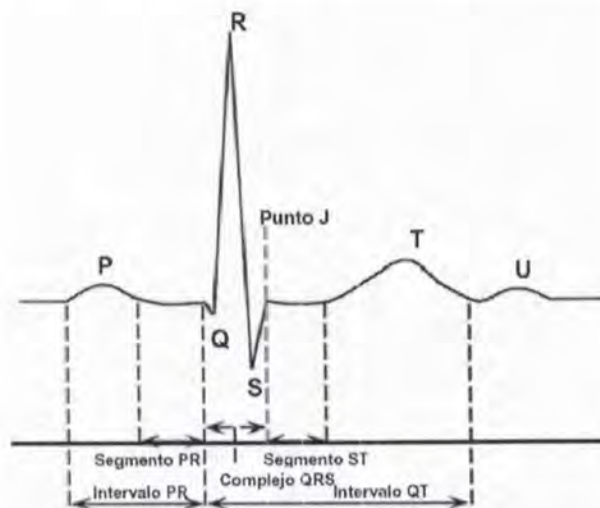


Figura 1.6. Ondas "P", "QRS" y "T" en el corazón

Una gráfica de la señal eléctrica simultánea con los sonidos del ciclo cardiaco se denomina sincrocardiograma (SCG). Los diagramas de la actividad eléctrica y de la actividad mecánica tienen una relación significativa, proporcionando información valiosa [6]. La despolarización eléctrica (figura 1.7) conlleva a una contracción en la que están involucradas las válvulas y esto produce sonidos característicos según el momento. Sólo el electrocardiograma indica cual es la secuencia, intensidad y frecuencia con que aparecen los impulsos nerviosos que controlan las contracciones, permitiendo ver la presencia de algunas anomalías en el funcionamiento eléctrico del corazón.

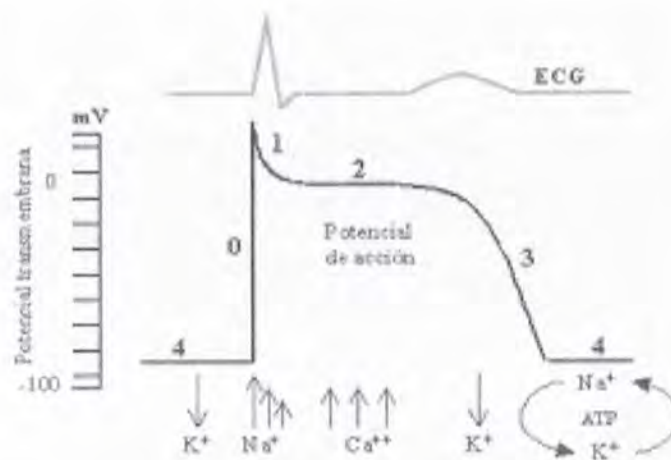


Figura 1.7. La despolarización eléctrica

La medición de los potenciales eléctricos del corazón en base al movimiento de contracción y de expansión del corazón (sístole y diástole) es lo que se conoce como un problema inverso o de reciprocidad [7]. Los métodos no invasivos [3-6], se basan precisamente en la medición de esos sonidos característicos del corazón, que se traducen en vibraciones en la piel.

Para hacer un diagnóstico basado en las pequeñas señales (vibraciones) producidas en la piel, y que realmente permitan hacer una medición de la actividad eléctrica, se requieren técnicas basadas en el método Doppler [8]. El término vibración es empleado para describir las señales producidas por el rápido movimiento de las paredes del corazón, estas señales tienen amplitudes muy pequeñas (menos de $\pm 100 \mu\text{m}$).

Los métodos propuestos para medir esas pequeñas vibraciones de manera transcutánea y no invasiva [9] se basan en mandar a la piel una onda ultrasónica (alta frecuencia) con frecuencia angular $\omega = 2\pi f_0$ generada por un transductor ultrasónico a la piel, la cual será modulada en fase por las vibraciones en la piel, $v(t)$. La onda ultrasónica reflejada y modulada, es recibida por el mismo transductor ultrasónico. Utilizando técnicas de fase enlazada (PLL) [10], se puede demodular la señal y obtener la velocidad de vibración.

$$\hat{v}\left(t + \frac{\Delta t}{2}\right) = c_0 \cdot \frac{\Delta\theta(x,t)}{2\omega_0 \cdot \Delta t} \quad (1.1)$$

Donde: c_0 es la velocidad acústica y $\theta(x,t) = 2\omega_0 \tau(t)$

Este método para obtener un ECG es llamado Velocimetría Láser Doppler (LDV) [11] y haciendo un análisis en tiempo-frecuencia para eliminar señales que se considerarían ruido para estos casos en particular, provenientes de la respiración, los músculos y demás órganos, pero cuenta con varios limitantes como son el costo (ver capítulo IV), su utilización es más hacia la detección de fluidos, se necesita personal especializado, en comparativa al optocardiograma que es un sistema que muestra el comportamiento mecánico del corazón y tiene un equivalente a el ECG de esta forma se puede detectar la actividad de los potenciales eléctricos del corazón en base a la medición de las vibraciones que produce el corazón en la piel, pudiendo diagnosticar de forma oportuna padecimientos de índole cardíaco, este análisis debe ser hecho por algún médico altamente calificado.

1.3. ACTIVIDAD ELÉCTRICA CARDIACA

Este complejo sistema formado por un gran número de terminales conductoras de electricidad, las que se encargan de llevar el impulso generado a través de todo el corazón (figura 1.8) forman uno de los sistemas más complejos con los que cuenta el cuerpo humano, la sístole y diástole son sus movimientos fundamentales los cuales se llevan a cabo mediante las células Purkinje las cuales se encargan de realizar esta labor. Las partes

fundamentales que conforman este sistema son: el nodo sinusal, el nodo áuricoventricular y el haz de His.

El nodo sinusal o nodo senoauricular, se encarga de iniciar el pulso cardiaco. Se encuentra localizado en la unión de la desembocadura de la vena cava superior con la porción sinusal de la aurícula derecha. Tiene la forma de una coma de 15 mm de largo por 2 mm de anchura [12].

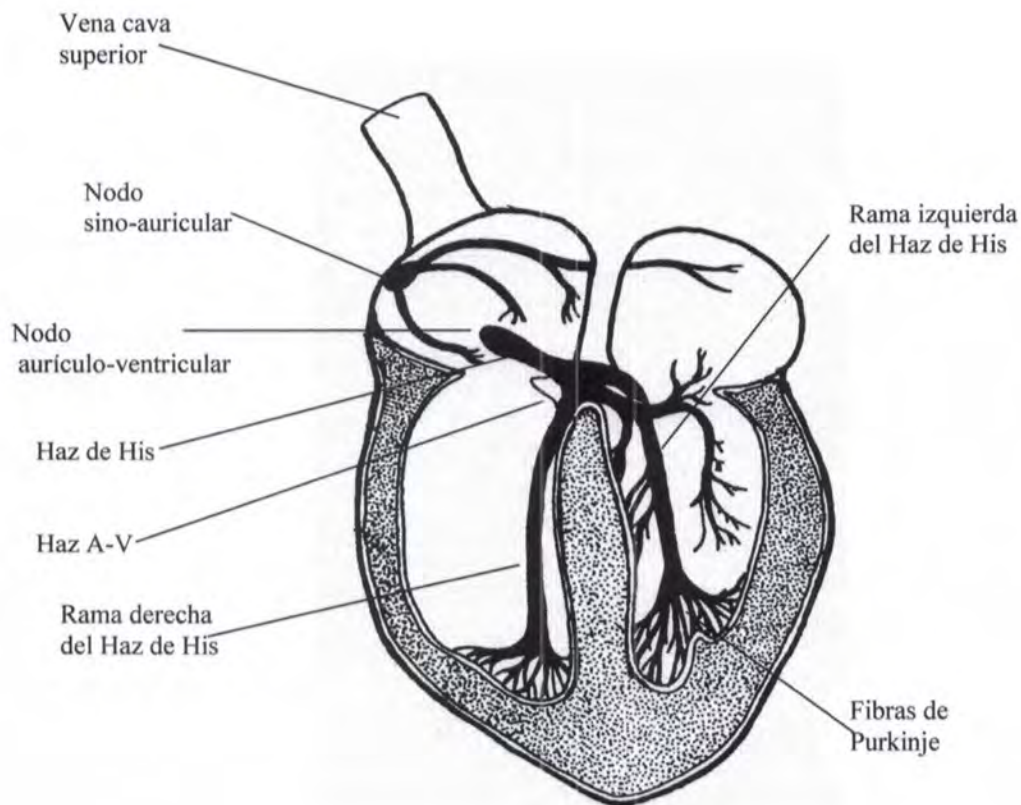


Figura 1.8 Sistema cardiaco de conducción

El nodo auriculoventricular o nodo atrioventricular. Es la vía por la que puede pasar el estímulo sinusal hacia los ventrículos. Tiene una longitud de 9 mm y 3 mm de ancho. Se encuentra debajo del endocardio septal de la aurícula derecha, por arriba de la válvula tricúspide y delante del seno coronario. Para que pueda ocurrir la contracción auricular, el estímulo sinusal sufre un retardo en esta estructura.

El haz de His o puente de Gaskell, representa la continuidad funcional del nodo atrioventricular. Estas tres estructuras conducen el pulso cardiaco en cada ciclo cardiaco.

Los impulsos eléctricos generados por el músculo cardíaco (el miocardio) estimulan el latido (contracción) del corazón. Esta señal eléctrica se origina en el nódulo sinoauricular (SA) ubicado en la parte superior de la aurícula derecha. El nódulo SA también se denomina el “marcapasos natural” del corazón. Cuando este marcapasos natural genera un impulso eléctrico, estimula la contracción de las aurículas. A continuación, la señal pasa por el nódulo auriculoventricular (AV). El nódulo AV detiene la señal un breve instante y la envía por las fibras musculares de los ventrículos, estimulando su contracción. Aunque el nódulo SA envía impulsos eléctricos a una velocidad determinada, la frecuencia cardiaca puede variar según las demandas físicas, el nivel de estrés o por factores hormonales.

Un latido cardíaco consiste en una sístole y una diástole rítmicas y secuenciales de todo el músculo cardíaco. La contracción de cada célula está asociada a un potencial de acción (PA) en dicha célula. La producción de los potenciales de acción es debida a cambios en la permeabilidad (conductancia) para los iones Na^+ , K^+ y Ca^{+2} que presentan una distribución desigual dentro y fuera de la célula en reposo.

La actividad eléctrica del corazón se inicia en la región marcapasos del corazón, concretamente en unas células musculares especiales localizadas en la aurícula derecha denominadas células marcapasos del nódulo seno-auricular (S-A), y se propaga a todo él de una célula a otra puesto que las células están eléctricamente acopladas a través de uniones en sus membranas. El acoplamiento eléctrico de las células miocárdicas y la existencia de células especializadas en la conducción eléctrica entre aurículas y ventrículos, hace que la onda de despolarización surgida en las células marcapasos se propague rápidamente a través de todo el músculo cardíaco, permitiendo así que las células se contraigan de forma sincronizada. La naturaleza y el grado de acoplamiento determinan el patrón con que se propagará la onda eléctrica de excitación a todo el corazón y también influye en la velocidad de conducción.

En el corazón de los mamíferos, la onda de despolarización se propaga desde el nódulo S-A hacia ambas aurículas, las cuales se despolarizan y se contraen. Las aurículas están conectadas eléctricamente a los ventrículos tan sólo a través del nódulo aurículo-ventricular (AV). La excitación se propaga al ventrículo a través de una serie de fibras especiales, que permiten que todas las fibras musculares del ventrículo se contraigan también sincrónicamente, pero más tarde (figura 1.9), el significado funcional de la organización eléctrica del miocardio es su capacidad para generar contracciones sincrónicas y separadas de las aurículas y los ventrículos. Así, la propagación del estímulo cardíaco desde las aurículas a los ventrículos permite que la contracción de las aurículas preceda a la de los ventrículos y proporciona un desfase de tiempo que permite el paso de sangre desde las aurículas a los ventrículos [13].

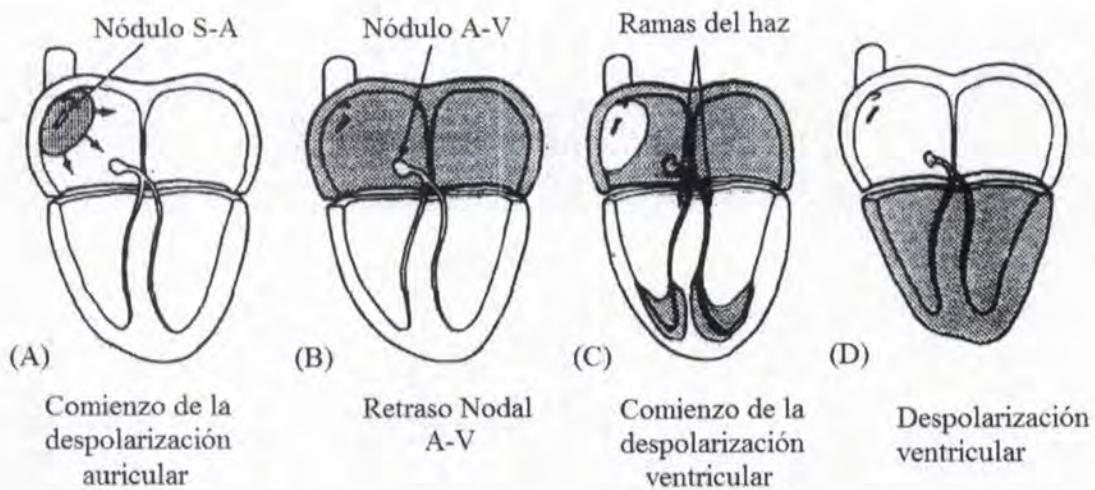


Figura 1.9. Iniciación y conducción de la despolarización en el corazón de mamíferos. Las áreas más oscuras están despolarizadas.

Durante la propagación de la onda de excitación se pierde el potencial negativo normal del interior de la fibra muscular y el potencial de membrana se invierte, es decir, se vuelve ligeramente negativo en el exterior (figura 1.10). Durante la propagación del estímulo a través de la masa auricular o ventricular se van creando zonas con células musculares despolarizadas frente a otras en las que las células están todavía en reposo, lo que produce diferencias de potencial extracelulares que dan lugar a un campo eléctrico. Debido al gran número de células implicadas, la corriente que fluye durante la actividad

sincrónica de las células cardíacas puede detectarse por pequeños cambios de potencial en distintos puntos por todo el cuerpo.

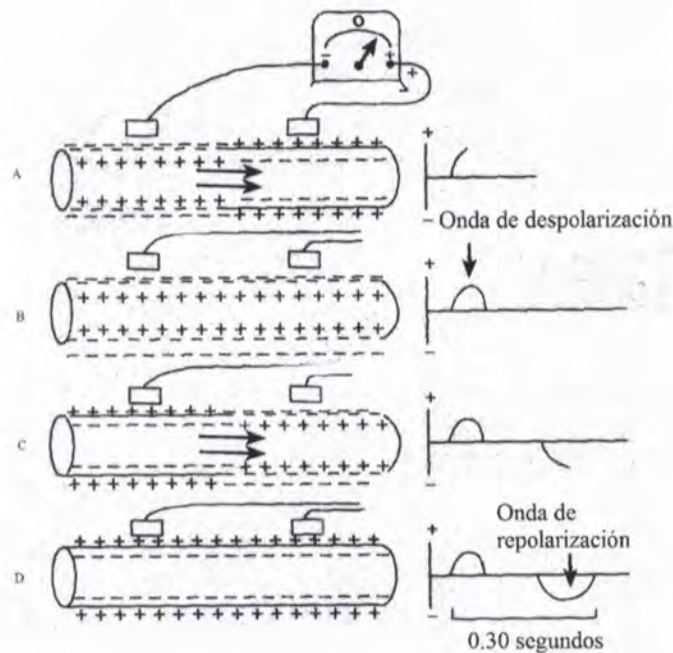


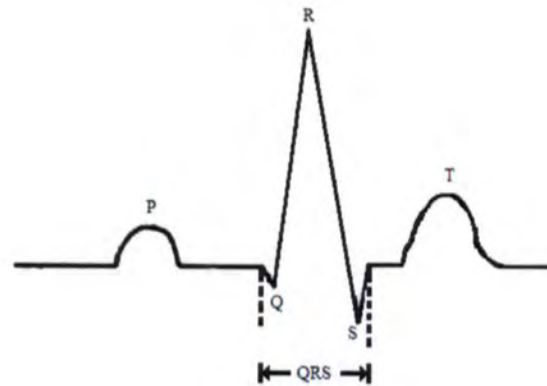
Figura 1.10. Trazado en donde se registra la onda de despolarización (A y B) y la onda de repolarización (C y D) de una fibra muscular cardíaca.

El ECG consiste en obtener tres biopotenciales de diferentes combinaciones de puntos corporales. Estos puntos corporales son llamados derivaciones en las cuales se registra rutinariamente el ECG. En las derivaciones estándar o bipolares, se coloca un electrodo en cada uno de los vértices del hipotético triángulo de Einthoven, se tratara mas afondo en la siguiente sección 1.4.

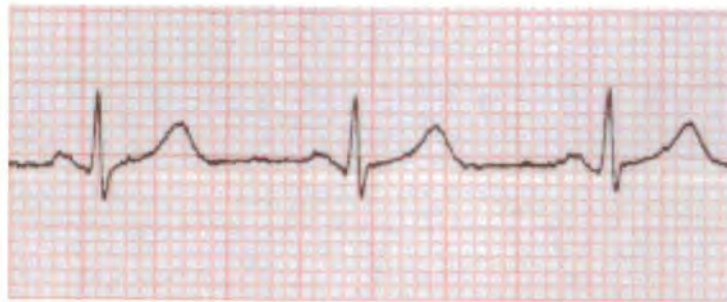
1.3.1 DESCRIPCIÓN DEL ECG

El registro normal (figura 1.11) del ECG de mamíferos consta de una onda P, el complejo QRS (figura 1.11 a) y una onda T. La onda P y el complejo QRS son ondas de despolarización. La onda P se debe a los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción, y la onda QRS se produce al comenzar

la contracción de los ventrículos. La onda T es consecuencia de la repolarización de los ventrículos. Existe una onda T auricular que queda enmascarada por el complejo QRS. El ECG es útil para obtener información sobre la actividad cardíaca [13].



a)



b)

Figura 1.11. a) Electrocardiograma patrón (simulado), b) Electrocardiograma real

1.4. TRIANGULO DE EINTHOVEN

El triángulo de Einthoven es la forma gráfica de mostrar que los dos brazos y la pierna izquierda forman los ángulos de un triángulo alrededor del corazón (figura 1.12 a). Los ángulos de la parte superior del triángulo corresponden a los puntos donde se conectan ambos brazos, y el inferior es el sitio donde establece contacto la pierna izquierda. Se llama vector cardíaco resultante al vector suma de toda la actividad eléctrica del corazón en un momento dado. Su origen es el centro del triángulo de Einthoven y su dirección y magnitud varía a lo largo del ciclo cardíaco [14]

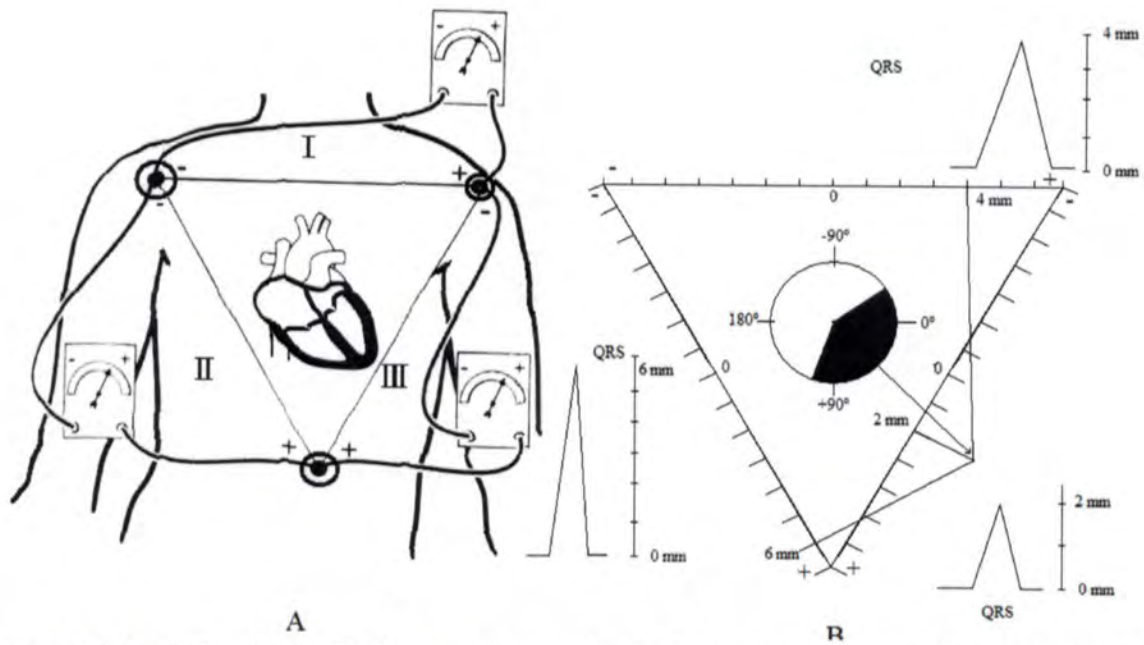


Figura 1.12 Triángulo de Einthoven y proyección de las medidas del complejo QRS sobre las correspondientes coordenadas de las derivaciones I, II y III.

De forma más específica podemos ver la localización de cada electrodo en el triángulo de Einthoven, correspondiente a cada parte del cuerpo como se muestra en la figura 1.13:

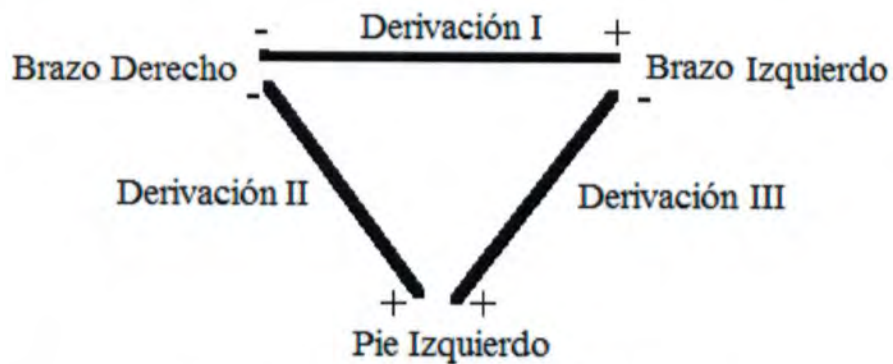


Figura 1.13 Localización del triángulo de Einthoven.

Pero este diagrama es utilizado de forma común como se muestra en la figura 1.14:

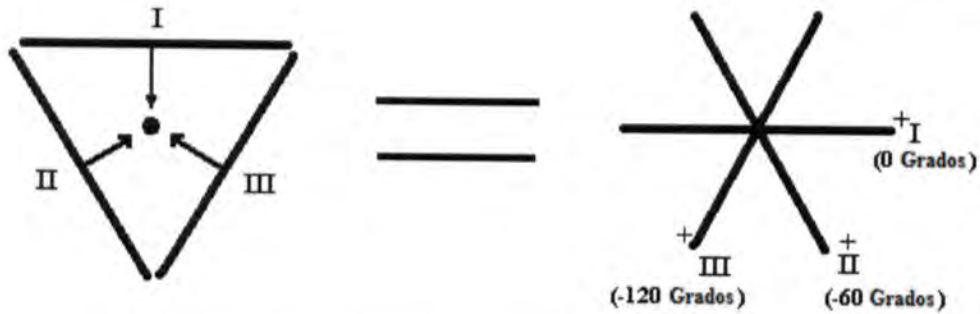


Figura 1.14 Equivalentes del triángulo de Einthoven.

Las derivaciones usadas para cada electrodo, son utilizadas en diferente polaridad, un electrodo como positivo, y los otros 2 como negativos (tierra común) como se muestra en la tabla 1.1:

Derivación	Sensor usado como positivo	Sensor usado como negativo
aVL	Brazo izquierdo	Pie izquierdo y brazo derecho
aVR	Brazo derecho	Pie y brazo izquierdo
aVF	Pie izquierdo	Ambos brazos

Tabla 1.1 Relación de polaridades entre electrodos

Los vectores resultantes se muestran en la figura 1.15:

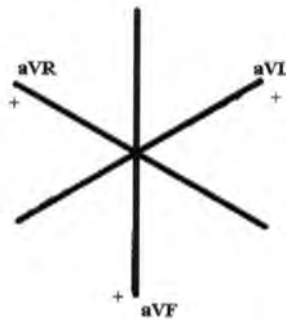


Figura 1.15 Vectores resultantes del triángulo de Einthoven.

Las derivaciones son diferentes puntos de vista para ver como viaja el impulso y se dividen en dos:

De miembros (monopolares y bipolares) y precordiales (del tórax).

Los de miembros es un plano frontal, hay 6 derivaciones: 3 bipolares, derivación I, derivación II y derivación III, 3 monopolares. AVL (Voltaje amplificado izquierda), AVR (Voltaje amplificado derecha) y AVF (Voltaje amplificado Pie).

Los precordiales miden en sentido antero-posterior, son 6: V1 hasta V6 (figura 1.26.).

La pierna derecha es tierra, y la punta del vector apunta a lo positivo.

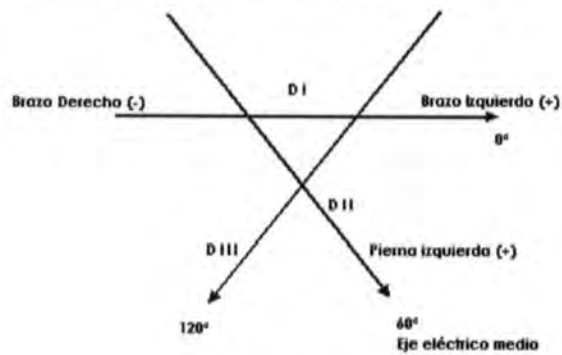


Figura 1.16. Vector de derivaciones.

Para sacar el eje medio también se usan las derivaciones monopolares y se forma un diagrama hexacial como se muestra en la figura 1.17:

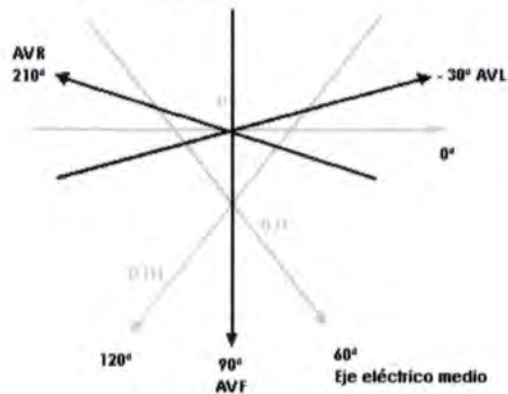


Figura 1.17. Vector hexacial.

AVR es negativo, pues se encuentra mas alejado del eje eléctrico medio.

Localizaciones precordiales:

V1.- 4° Espacio intercostal, línea Paraesternal Derecha.

V2.- 4° Espacio Intercostal, línea paraesternal izquierda.

V3.- Entre V2 y V4.

V4.- 5° Espacio intercostal, línea media clavicular izquierda.

V5.- 5° Espacio intercostal, línea axilar anterior izquierda.

V6.- 5° Espacio intercostal, línea axilar media izquierda.

Los vectores apuntan hacia donde quedan partes polarizadas. La T es para arriba puesto que se repolariza de donde se termino la despolarización.

1.4.1 DETERMINACIÓN DEL VECTOR CARDÍACO A PARTIR DEL ECG

Para el cálculo del vector cardíaco consideremos el triángulo de Einthoven, que puede construirse con los datos de las derivaciones estándar I, II y III y puede ser reordenado en un eje de coordenadas (figura 1.18). A partir del complejo QRS simultáneamente en todas las derivaciones, se puede calcular a partir de ellas la dirección y la magnitud del vector. La magnitud de la onda QRS es positiva (hacia arriba), su longitud se lleva sobre la línea hacia el polo positivo (tomando el valor 0 como origen). Desde el punto así marcado, se traza entonces una perpendicular a ese lado del hipotético triángulo. Esto se repite con cada derivación. El punto donde converjan las tres perpendiculares definirá el vector resultante total de la actividad ventricular.

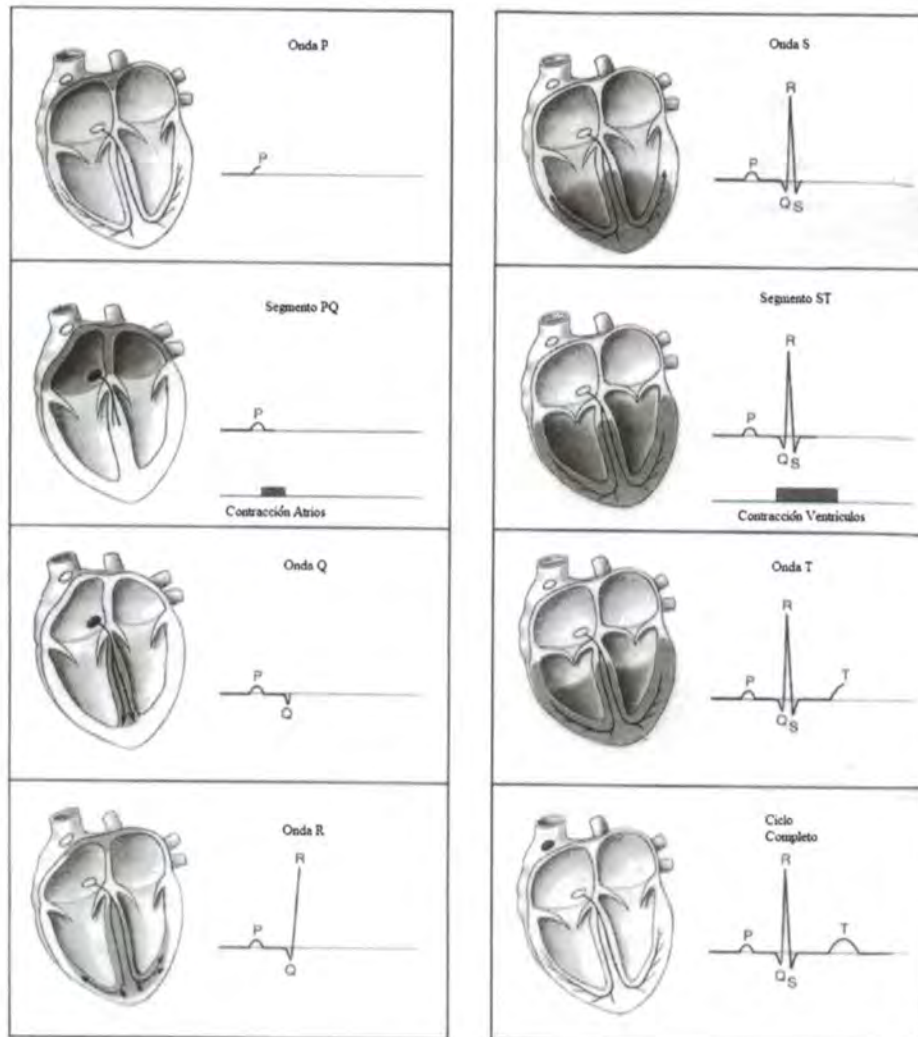


Figura 1.18. Correlación entre despolarización y repolarización en el corazón y en el electrocardiograma.

1.5. MEDICIÓN DE LOS BIOPOTENCIALES CARDIACOS

Otra parte importante de ECG son las mediciones de los biopotenciales que pueden llevarse a cabo desde diferentes puntos del cuerpo, para reflejar de esta manera la actividad eléctrica en las células cardiacas. Existen varias formas de obtener las variaciones de los voltajes por medio de la colocación de electrodos en partes específicas de la anatomía humana [14].

El ECG se registra rutinariamente a partir de 3 derivaciones. Las derivaciones muestran la diferencia de potencial entre las diferentes combinaciones de puntos

corporales; estas derivaciones se obtienen a partir del triángulo de Einthoven. Donde los vértices de este son los extremos de los brazos (muñecas) y la pierna izquierda (tobillo) además se coloca un electrodo de toma de tierra en el tobillo derecho, como se muestra en la figura 1.19.

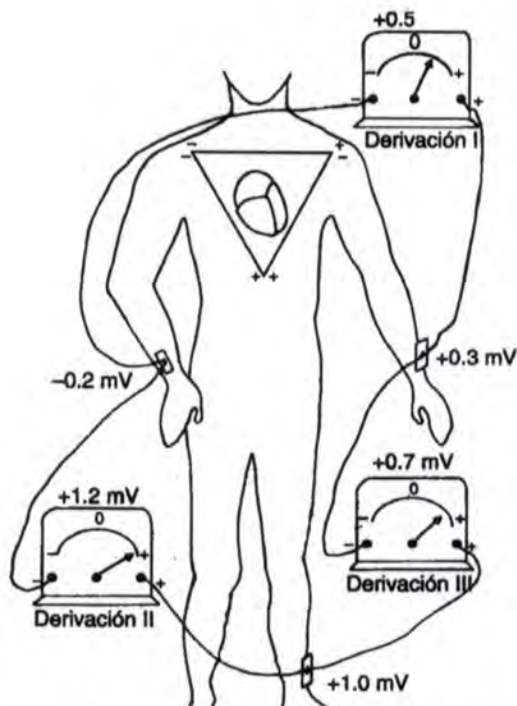


Figura 1.19 Disposición convencional de los electrodos para el registro de las derivaciones electrocardiográficas estándar. En el tórax se ha añadido el dibujo correspondiente al triángulo de Einthoven

Las derivaciones de los puntos corporales son de varios tipos como se describen a continuación:

Derivación I: Se obtiene conectando el polo negativo del electrocardiógrafo al brazo derecho y el polo positivo al izquierdo. Cuando la diferencia de potencial del brazo derecho es electronegativo con respecto al brazo izquierdo se obtienen potenciales positivos es decir por encima de la línea de voltaje cero del ECG. Cuando se den las circunstancias opuestas, se registrarán potenciales negativos (figura 1.20).

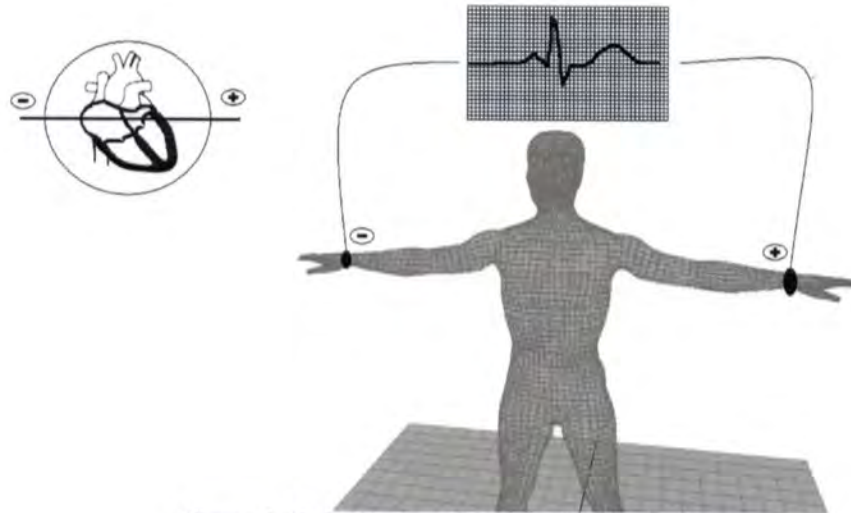


Figura 1.20. ECG obtenido por la derivación I

Derivación II: El polo negativo se conecta al brazo derecho, y el positivo a la pierna izquierda. Como el brazo derecho es electronegativo con respecto a la pierna izquierda, se registrarán potenciales positivos como se muestra en la figura 1.21.

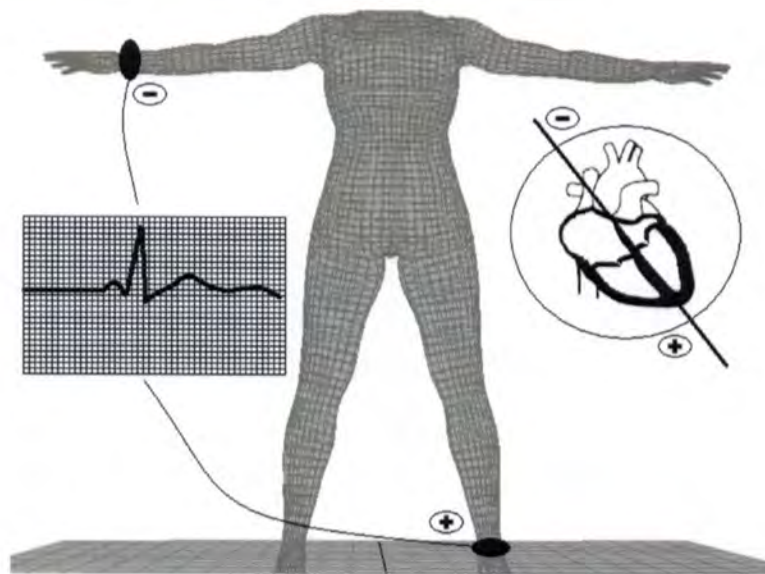


Figura 1.21. ECG obtenido por la derivación II

Derivación III: el polo negativo está conectado al brazo izquierdo, y el positivo a la pierna izquierda. Esto significa que el electrocardiógrafo registra ondas positivas cuando el brazo izquierdo es negativo con respecto a la pierna izquierda como se muestra en la figura 1.22.

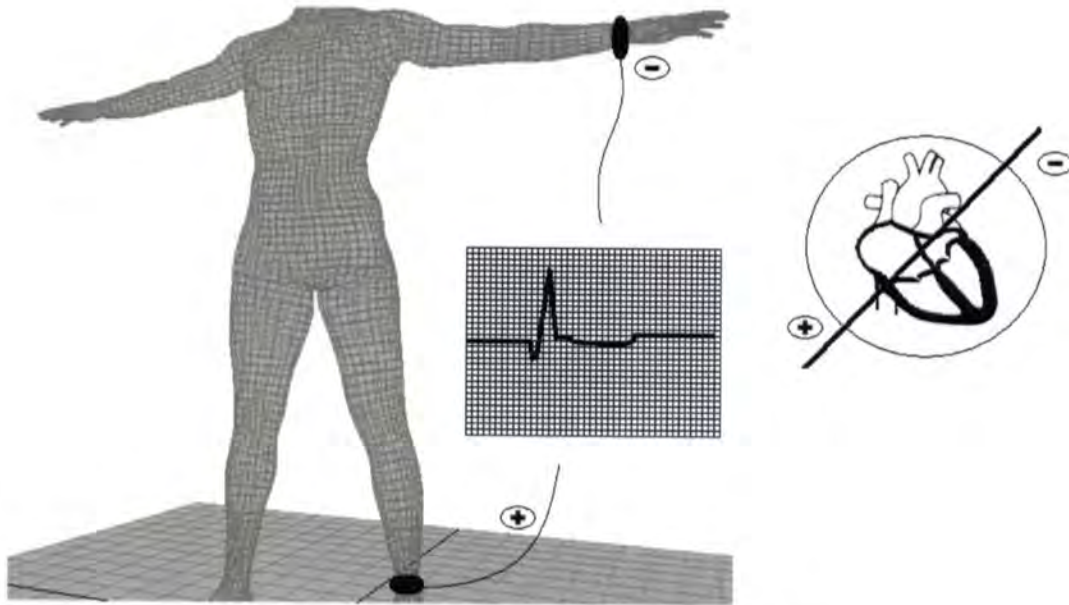


Figura 1.22. ECG obtenido por la derivación III

El término bipolar significa que el ECG es registrado por dos electrodos aplicados al cuerpo. Otras derivaciones que se utilizan en electrocardiografía son las derivaciones monopares y las derivaciones precordiales. En estas derivaciones, uno de los electrodos, denominado electrodo de referencia, es construido por el propio aparato, combinando los polos de tres extremidades. El otro electrodo registra las diferencias de potencial entre el electrodo de referencia y la extremidad correspondiente en el caso de las derivaciones monopares; o, como en el caso de las derivaciones precordiales, entre el electrodo de referencia y un punto determinado del tórax.

Uno de estos métodos de medición de biopotenciales consiste en la colocación de los electrodos, para el registro de los biopotenciales figura 1.23 -1.26.

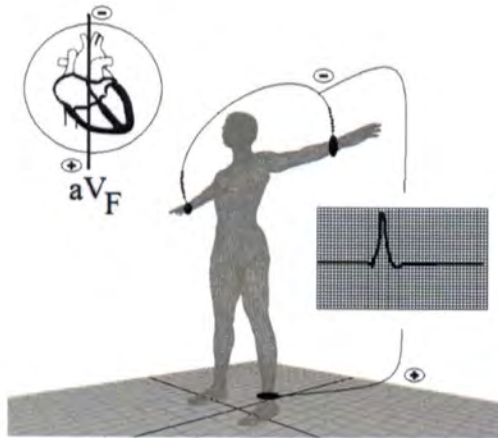


Figura 1.23. Voltaje amplificado desde el pie (aVF)

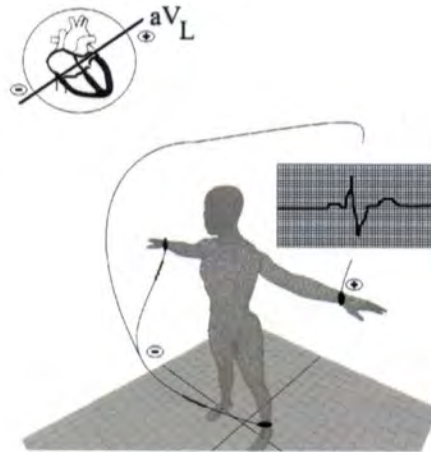


Figura 1.24. Voltaje amplificado desde el brazo izquierdo (aVL)

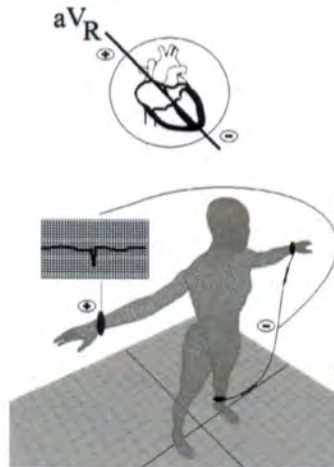


Figura 1.25. Voltaje amplificado desde el brazo derecho (aVR)

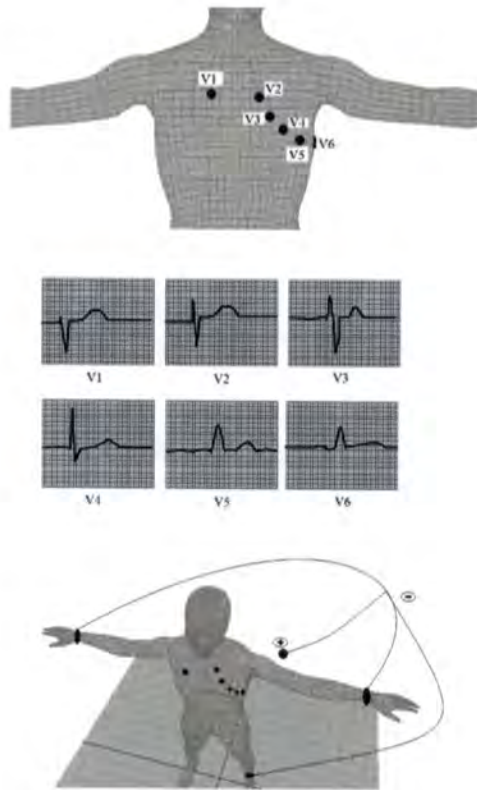


Figura 1.26. Otra forma de obtención del ECG

Como se pudo observar en la imagen 1.18 y 1.23 la actividad eléctrica de los biopotenciales del corazón da origen a los movimientos mecánicos del corazón, al desarrollarse un método que nos permita monitorear directamente tales movimientos mecánicos, podremos detectar de forma oportuna los padecimientos cardiacos; ya que muchas veces los biopotenciales pueden estar bien y sin embargo el movimiento mecánico pudiera estar defectuosos. Un ejemplo muy burdo de esto, es cuando se aplica voltaje a una bomba de agua y esta no se mueve, el voltaje aplicado que equivale a los biopotenciales se encuentra en buen estado, sin embargo, la bomba, que equivale al movimiento mecánico del corazón no se moverá.

Esta es la forma más común de la detección de enfermedades cardiacas, las enfermedades cardiacas mas comunes son derivadas de la mala alimentación y del alto contenido de grasas en la sangre:

1.6. ENFERMEDADES MÁS COMUNES ENTRE EL MEXICANO PROMEDIO

Las enfermedades coronarias del corazón (ECC), caracterizadas por un aporte limitado de oxígeno al músculo del corazón, presentan manifestaciones clínicas que van desde la angina de pecho al infarto de miocardio (IM) y la muerte repentina. La principal causa de las ECC es la aterosclerosis coronaria (ATS), debida a lesiones causadas por depósitos ricos en lípidos en el revestimiento interior de las arterias coronarias [15]. Este proceso empieza en las primeras etapas de la vida en forma de “estrias de grasa”, y posteriormente se forman lesiones fibrosas, con frecuencia calcificadas y ulceradas, que reducen el flujo arterial, otros ejemplos enfermedades comunes [1] son:

Endocarditis

La endocarditis es una infección o inflamación (la respuesta a una lesión de las células) de las válvulas del corazón o del endocardio (como se muestra en la figura 1.27), la pared interna de las cavidades del corazón. Se trata de una enfermedad grave que puede originar insuficiencia cardíaca, apoplejías, insuficiencia renal y la muerte

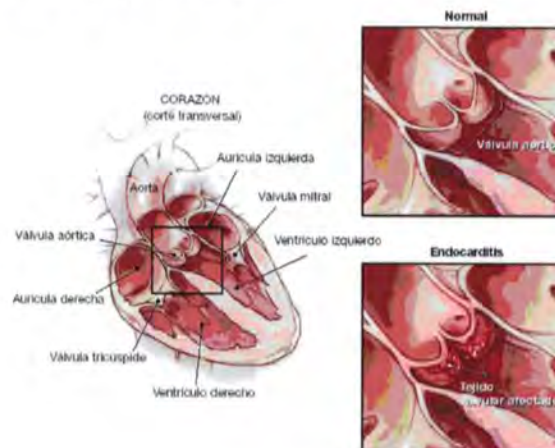
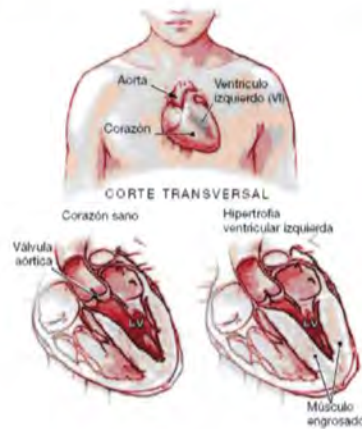


Figura 1.27 Hipertrofia ventricular izquierda

La cámara principal del corazón con función de bomba es el ventrículo izquierdo. Esta cámara cardíaca bombea la sangre oxigenada a la aorta, un grueso vaso sanguíneo que distribuye la sangre a los tejidos corporales. Si el ventrículo izquierdo ha de funcionar con

un esfuerzo excesivo, su músculo se hipertrofia (se hace más grande) y se engrosa (figura 1.28). Este proceso se denomina hipertrofia del ventrículo izquierdo (HVI). Debido al aumento del grosor, el riego sanguíneo del propio músculo puede llegar a ser insuficiente, lo que posiblemente dará lugar a isquemia cardiaca (falta de sangre y oxígeno en el tejido), infarto de miocardio (ataque al corazón) o insuficiencia cardiaca.



1.28 Músculo con hipertrofia

Pericarditis

La pericarditis se desarrolla cuando se inflama el tejido que rodea el corazón, llamado pericardio (se lesiona a causa de una infección o una irritación). El líquido que se forma a partir de dicha inflamación puede aumentar la presión ejercida sobre el corazón, por lo que lo comprime y dificulta su función de bombear la sangre que se distribuye por el cuerpo como se muestra en la figura 1.29.

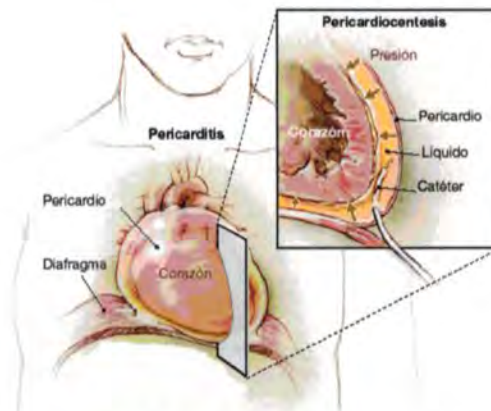


Figura 1.29 Inflamación del Pericardio

Miocarditis

La miocarditis es una inflamación del miocardio (figura 1.30). Cuando el corazón se inflama, no puede bombear tan eficazmente debido a la hinchazón (edema) y al daño sufrido por sus células. El músculo cardíaco puede dañarse aún más si el sistema inmunitario envía anticuerpos para tratar de combatir la causa de la inflamación. A veces estos anticuerpos atacan en cambio los tejidos del corazón. Si se dañan demasiadas células del músculo cardíaco, éste se debilita. En algunos casos, este proceso es muy rápido y da lugar a una insuficiencia cardíaca o incluso una muerte súbita.

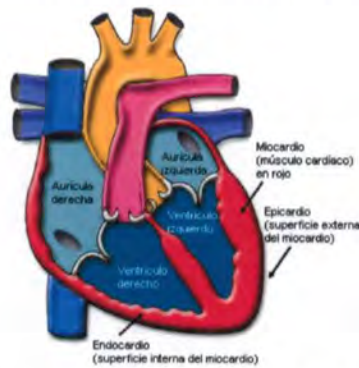


Figura 1.30. Miocardio inflamado

CAPITULO II.

INTERFEROMETRÍA

2.1. INTRODUCCIÓN

La interferometría es una técnica óptica de medición basada en la formación de patrones debido a la superposición de dos frentes de onda. Esta superposición de frentes de onda genera interferencia constructiva, donde los frentes de onda se suman, de tal forma que el patrón se observa brillante; la interferencia destructiva, es donde los frentes de onda se anulan uno a otro, por lo que es la parte del patrón que se observa oscura.

La interferometría se basa en el fenómeno que se produce cuando dos ondas electromagnéticas de exactamente la misma frecuencia, se superponen generando un patrón de franjas sobre una pantalla. Además de tener la misma frecuencia, estas ondas deben ser sincrónicas, es decir que sus diferencias de fase, y por tanto las distancias entre las crestas de ambas ondas, permanezcan constantes con el tiempo. Esto es prácticamente posible sólo si la luz de ambas ondas que se interfieren proviene de la misma fuente luminosa.

Algunas de las aplicaciones de la interferometría, entre otras, es la determinación del perfil de superficies, calidad de los sistemas ópticos y mediciones. Las técnicas de medición de interferometría permiten detectar movimientos o vibraciones del orden de micras, por su gran precisión, esta técnica permite detectar cualquier imperfección o desplazamiento de una superficie en el rango de $\lambda/2$ [8].

La finalidad de usar un interferómetro en el presente trabajo es medir las vibraciones del corazón inducidas en forma mecánica a la piel, tal que, se pueda observar de forma externa los movimientos mecánicos del corazón, y poder así, diagnosticar cualquier anomalía de su funcionamiento y poder actuar de forma oportuna.

Un interferómetro es un instrumento óptico que divide una onda en dos ondas coherentes de forma espacial y temporal. Los interferómetros se dividen en dos tipos: división de amplitud y división de frente de onda.

1) División de amplitud:

Es aquel donde se hace incidir un haz de luz en un espejo parcialmente reflejante en donde una parte del haz incidente se refleja y la otra se transmite dando como resultado una división de amplitud, esta división genera dos nuevos haces, uno de referencia y otro de prueba que al incidir en una pantalla, se presenta el fenómeno de interferencia.

Si las dos ondas separadas pueden reunirse de alguna manera en un detector, se producirá interferencia siempre y cuando la coherencia original entre las dos ondas no haya sido destruida. Si las longitudes de camino difiriesen en una distancia mayor que la del tren de onda (por ejemplo, la longitud de coherencia), las partes reunidas en el detector corresponderían a diferentes grupos de onda. Por lo tanto, en ese caso, no existirá una relación de fase única entre ellas y la distribución de franjas será inestable hasta tal punto que no será posible observarlas [16].

2) División de frente de onda:

La división de frente de onda se logra por medio de difracción reflexión o refracción. Una de las formas más comunes obtener la división de frente de onda es mediante una doble rendija como se muestra en la figura 2.1. Al llegar el frente de onda a las rendijas, esta se expande en forma angular en cada uno de los agujeros debido a la difracción.

Las distancias de las rendijas 1 y 2 al punto son diferentes, por lo que el valor de la diferencia de camino óptico depende de la posición de ese punto P sobre la pantalla. El patrón de interferencia que se obtiene es una serie de franjas paralelas cuya intensidad relativa se muestra en la figura. Entre los interferómetros de división de frente de onda más importantes están el de doble rendija de Young, Lloyd, Fresnel y Biillet.

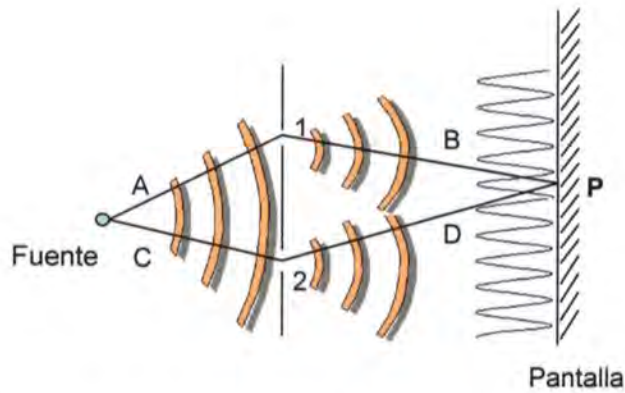


Figura 2.1. Fenómeno de división de frente de onda realizado con dos rendijas rectas y paralelas

Debido a que nos interesa medir los desplazamientos en la piel que son generados por el movimiento mecánico del corazón, los interferómetros que son más aptos para nuestro propósito, son los de división de amplitud, ya que el sistema de franjas se mueve lateralmente a través del campo visual, y un desplazamiento del espejo en $\lambda/2$ hace que cada franja se desplace de su posición inicial a la posición de la franja siguiente [8].

2.1.1 Interferómetros de división de amplitud

Existe una gran cantidad de interferómetros de divisor de amplitud en los que se emplean espejos y divisores de haz. El más conocido de todos e históricamente el más importante es el interferómetro de Michelson cuya configuración se muestra en la figura 2.2. Los fenómenos de interferencia son de un gran valor práctico en relación con las medidas de precisión de desplazamientos. El interferómetro de Michelson permite la medida de una distancia en función de la longitud de onda utilizada en el sistema óptico.

La configuración del interferómetro de Michelson es el método clásico para la medición de distancias o cambios de distancia, figura 2.2, consta de dos espejos que llamaremos $M1$ y $M2$ y un divisor de haz que es parcialmente reflectante que divide el haz en amplitud. Una fuente luminosa monocromática emite una onda, que viaja hacia la derecha, el divisor de haz divide la onda en dos, un segmento se desplazara a la derecha y el otro hacia arriba, las dos ondas se reflejaran los espejos $M1$ y $M2$ y regresaran al divisor de haz. Parte de la onda procedente de $M2$ pasara a través del divisor de haz hacia abajo y

parte de la onda proveniente de m/l es desviada por el divisor de haz hacia el detector. Las dos ondas se unen y producirá un patrón de interferencia. Como se puede observar un haz pasa a través del divisor tres veces mientras que el otro pasa una sola vez.

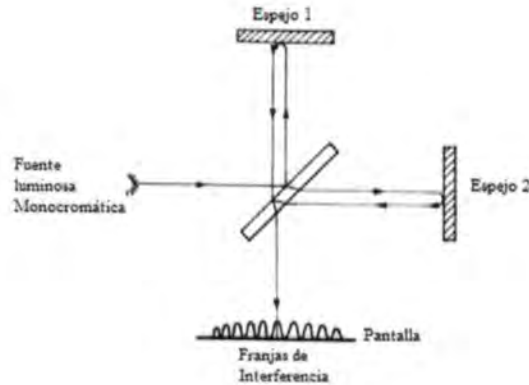


Figura 2.2: interferómetro de Michelson, que funciona por división de amplitud.

En el interferómetro de Michelson se utiliza una onda electromagnética de longitud de onda λ , para producir una interferencia entre dos fuentes coherentes (las cuales provienen de un haz único).

La interferencia de dos ondas de amplitud compleja, obtenidas de la división de amplitud del interferómetro de Michelson son superpuestas, y se representan en forma general por U_1 y U_2 [10], el resultado de esta superposición es una onda monocromática de igual frecuencia y amplitud compleja de la forma:

$$U = U_1 + U_2 \quad (2.1)$$

Donde la intensidad se representa de acuerdo a

$$I = |U|^2 \quad (2.2)$$

Podemos obtener la intensidad total:

$$I = |U|^2 = |U_1 + U_2|^2 = |U_1|^2 + |U_2|^2 + U_1^* U_2 + U_1 U_2^* \quad (2.3)$$

En la figura 2.3 se muestra de forma gráfica el patrón de interferencia con sus correspondientes franjas oscuras y brillantes de intensidad I con un periodo de 2π , con el que podemos conocer la frecuencia del patrón de interferencia.

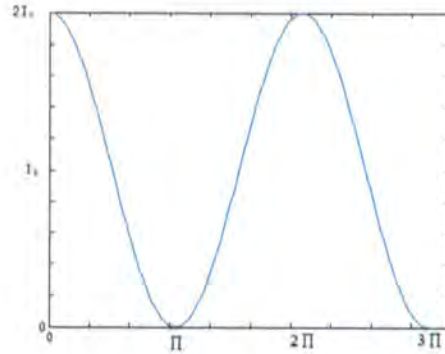


Figura 2.3: Intensidad contra periodo, mostrando franjas brillantes y oscuras.

La ecuación 2.3 se utilizara para realizar el análisis del modelo óptico utilizado en el experimento en la capítulo 3.

Para entender como se forman las franjas debemos de tomar los componentes físicos del interferómetro con sus equivalentes matemáticos. De la figura 2.2 el espejo $M1$ se representa matemáticamente como:

$$U_1 = \Psi_1 = e^{-ikx\text{sen}(\phi)} \quad (2.4)$$

Y el espejo $M2$:

$$U_2 = \Psi_2 = e^{-ik\Delta d} e^{-ikx\text{sen}(\theta)} \quad (2.5)$$

En donde ϕ y θ son los ángulos formados por los espejos, además en la ecuación 2.5 se agrega el desplazamiento Δd debido a los desplazamientos longitudinales que presenta el espejo $M2$.

Tipos de franjas observadas

Las dos imágenes son paralelas una a otra solo si los espejos están exactamente alineados de forma perpendicular a sus haces incidentes. Según las orientaciones relativas de las imágenes de la fuente luminosa, en este interferómetro se pueden obtener franjas de igual inclinación, de igual grueso o de un tipo intermedio llamadas franjas localizadas, según veremos mas adelante.

Si las dos imágenes de la fuente extendida están paralelas una a otra, las franjas observadas son de igual inclinación, que se pueden observar con el ojo enfocado al infinito o por medio de un telescopio. Estas franjas son circulares (figura 2.4) en un interferómetro compensado*, pero en uno no compensado, la inclinación de la placa divisora de haz les da forma elíptica.



Figura 2.4. Franjas circulares

Si las imágenes de las fuentes forman un ángulo entre si diferente de cero, las franjas serán del tipo de igual grueso, rectas y paralelas (figura 2.5), y estarán tanto mas juntas cuanto mayor sea el ángulo entre las imágenes. Estrictamente hablando, las franjas son de igual grueso solo si el ojo esta colocado al infinito de forma real o virtualmente por medio de una lente.



Figura 2.5. Franjas paralelas

Cuando las imágenes de las fuentes no son paralelas, y el ojo no está al infinito, las franjas serán de un tipo intermedio al de las franjas de igual grueso y las de igual inclinación, llamadas franjas localizadas. Estas franjas son arcos con su convexidad hacia la parte más angosta de la cuña formada por las imágenes de las fuentes [17].

* Una placa compensadora es un duplicado exacto del divisor de haz con excepción de un posible plateado o una delgada película de recubrimiento en el divisor de haz y sirve para ajustar la diferencia de caminos ópticos. Se coloca a un ángulo de 45° tal que el divisor de haz y el compensador sean mutuamente paralelos [16]

Existen otros ejemplos de interferómetros de división de amplitud estos son:

El interferómetro de Twyman-Green

Este interferómetro es una modificación del de Michelson. La figura 2.6 ilustra este interferómetro, donde L1 es una lente colimadora y L2 es una lente que dirige todos los rayos al ojo del observador. Como la luz forma un haz colimado, no pueden existir franjas de igual inclinación y solo se podrán observar las de igual grueso. La lente L2 es necesaria a fin de poder observar las franjas sobre toda la apertura, colocando el ojo óptimamente al infinito, por estar en el foco de esta lente.

Este interferómetro no está compensado y con frecuencia se usa con grandes valores de la diferencia de camino óptico DCO, por lo que la fuente luminosa tiene que ser temporalmente coherente, o sea monocromática. El grado de monocromaticidad depende de que tan grande sea la diferencia de camino óptico.

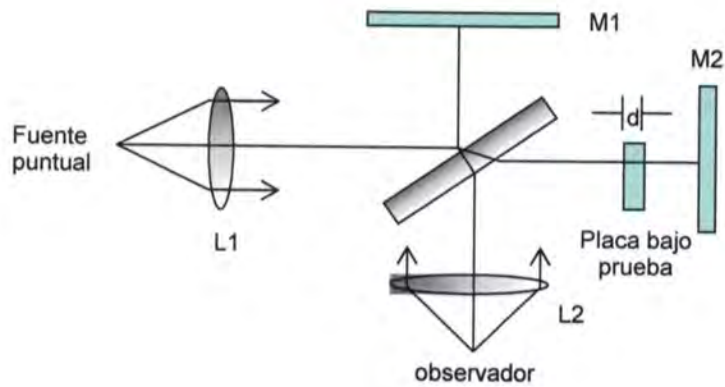
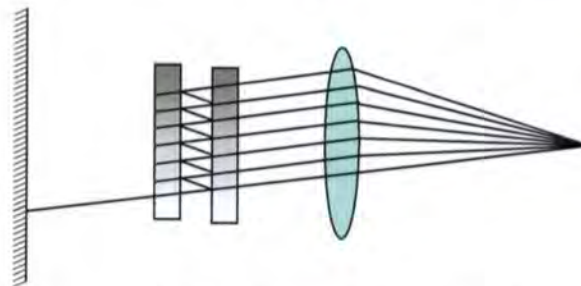


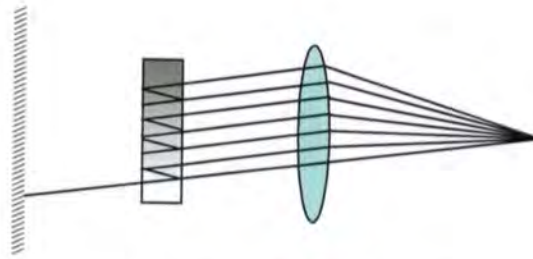
Figura 2.6. Interferómetro de Twyman-Green

Interferómetro de Fabry-Perot

Este interferómetro forma las franjas con base en múltiples reflexiones en dos superficies planas y paralelas, por lo tanto, la interferencia no es solo entre dos frentes de onda, si no entre un número muy grande de ellos, a fin de lograr estas reflexiones múltiples, las superficies se recubren con una capa reflectora, ya sea metálica o dieléctrica. Con este tipo de interferencia múltiple, las franjas ya no tienen perfil senoidal como cuando son solamente dos frentes de onda, si no que tienen un perfil muy angosto, aumentando así la precisión con que se puede medir su forma y posición. En este interferómetro, las franjas son de igual inclinación, usando una fuente extendida como se muestra en la figura 2.7, donde se muestran dos formas que puede tomar el interferómetro. La lente L se usa a fin de observar las franjas de igual inclinación en una pantalla como se muestra en la figura 2.7.



a) Interferómetro de Fabry-Perot



a) Etalón de Fabry-Perot

Figura 2.7. a) Interferómetro de Fabry-Perot; b) Etalon de Fabry-Perot

El interferómetro utilizado para la realización de este trabajo fue del tipo michelson por sus propiedades en la detección de microdesplazamientos además se complemento el arreglo óptico con un filtro espacial (para limpiar el haz de altas frecuencias) y una lente para colimar (cambiar de un frente de onda esférico a un frente de onda plano) la luz, por lo que el interferómetro original, de ser considerado como un interferómetro de michelson, cambio a ser un interferómetro extendido o de tipo twyman-green. Este arreglo se muestra en la figura 2.8

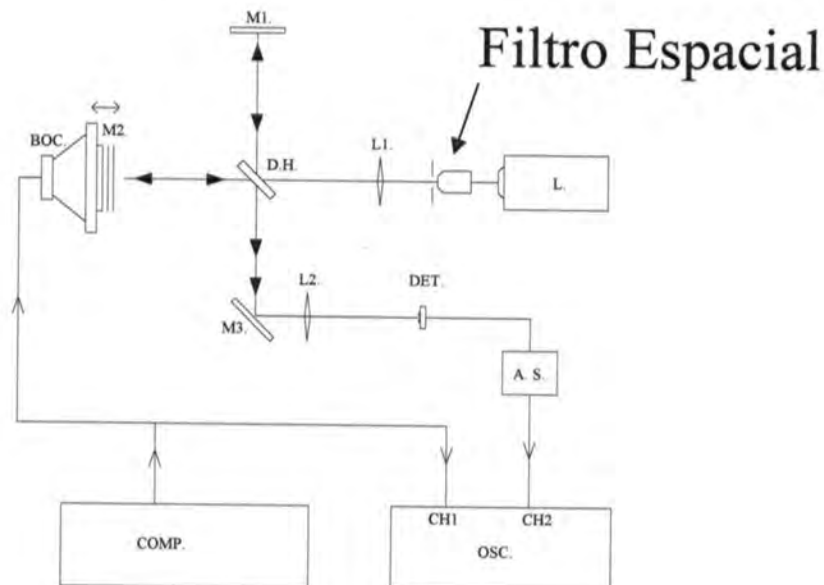


Figura 2.8. Arreglo óptico del experimento

Es importante siempre el uso de filtros en los arreglos ópticos o electrónicos debido a que nos facilitan el quitar señales que no nos son útiles del sistema.

2.2. FILTROS Y RUIDO

Los filtros son sistemas (ya sean electrónicos o por software), que tienen la función de modificar el contenido espectral de una señal, es decir, reciben una señal de entrada, bloquean o atenúan ciertos componentes de frecuencia especificados, y en su salida entregan una señal sin aquellos componentes de frecuencia que fueron bloqueados. Tomando como base esto podemos diseñar filtros analógicos y digitales.

Los filtros analógicos constan de arreglos de circuitos operacionales (arreglos de transistores), retroalimentados por resistencias y capacitores, siendo capaces de atenuar la señal en un rango preestablecido de acuerdo a las características del arreglo.

El diseño de un filtro digital consiste en el cálculo de sus coeficientes y la cuantización de sus parámetros para obtener una respuesta deseada en una determinada frecuencia. Posteriormente se requiere de un sistema que haga uso de los datos obtenidos del diseño; este sistema puede ser implementado mediante software ó en un DSP (Digital Signal Processor).

La utilización de los filtros en el proyecto se debe a los diversos factores externos que intervienen en la extracción de la información cardiaca. Considerando como ruido toda aquella señal ajena al ciclo cardiaco; el ruido es un factor importante a considerar en el presente proyecto.

El ruido en un sistema óptico son todas perturbaciones indeseadas que tienden a atenuar el contenido de información en una señal, por esto es trascendental eliminarlo ya que afecta drásticamente los resultados, arrojando datos inconsistentes y carentes de información [18]; los ruidos considerados para este proyecto son de dos tipos: internos y externos.

2.2.1 RUIDOS INTERNOS

Los ruidos internos estarían dados por movimientos de órganos internos que no son de interés, como son la respiración, movimientos de equilibrio, del estómago, etc.; estos ruidos son componentes de corriente directa (DC) por que poseen diferentes espectros (diagrama de la amplitud de los niveles de las frecuencias componentes) en frecuencia.

Se diseñó un filtro de tipo pasa bajas que permitirá pasar las señales del corazón, este filtro oscila en el rango de 0.5 Hz a 250 Hz (basado en las frecuencias comúnmente utilizadas en el ECG), para eliminar la mayoría de lo ruidos internos y obtener solo la información cardiaca.

2.2.2 RUIDOS EXTERNOS

Los ruidos externos son todos aquellos sonidos o vibraciones que afectan de forma directa al arreglo óptico, son ajenos al cuerpo humano y se encuentran en el ambiente ya sea de forma natural o generada por el hombre.

Para eliminar este tipo de ruido en el laboratorio, el arreglo óptico se cubrió con una caja de material aislante y la mesa donde se colocó se puso a flotar, como se muestra en la figura 2.9



Figura 2.9 Sistema aislado de ruido externo

CAPITULO III

DESARROLLO EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

3.1. CRONOLOGÍA DEL EXPERIMENTO

Lo primero que se realizo fue el de buscar sustitutos de las partes ha analizar para de esta forma ver la viabilidad operativa del proyecto, primero mediante simulación, una vez comprobado de esta forma, se sustituyo por sus equivalentes en la fisiología humana. La primera sustitución que se realizo fue la del corazón, caracterizado por sus movimientos mecánicos, la sustitución se hizo con una bocina, ya que la bocina puede generar dichos movimientos, luego se busco un equivalente mecánico a la piel, a la cual hiciera la labor de recibir los movimientos mecánicos generados por la bocina, como lo hace la piel y el corazón. se opto por un equivalente en plástico.

Lo primero que se realizo fue analizar cual es la mejor técnica para la detección de microdesplazamientos, evaluando la de retroalimentación de fuente de un diodo láser como se muestra en la figura 3.1, que constaba en poner una resistencia a la fuente del diodo, el cual se hacia incidir sobre un espejo adherido a la simulación del corazón y de esta manera ver los cambios en corriente que se generaran al momento de ser retroalimentado el haz, siendo esto inviable por las características de los diodo y la difícil alineación del sistema.

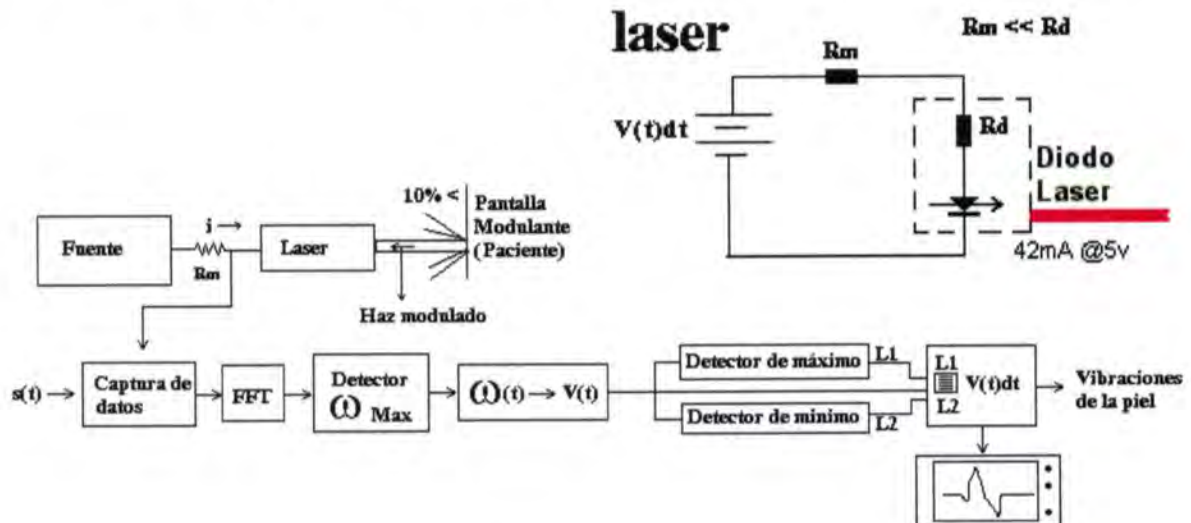


Figura 3.1. Diagrama de retroalimentación de fuente

Una vez descartado el método de retroalimentación de fuente se busco un método que fuera capaz de mostrar los microdesplazamientos de forma efectiva, observando que era viable como método la interferometría, se busco el mejor método de acuerdo al análisis hecho en el capítulo II, siendo el interferómetro de Michelson la opción mas viable.

Se observo el comportamiento de la membrana para ver como respondía a las vibraciones mecánicas generadas por la bocina, mostrando resultados positivos, ya que existía un corrimiento en las franjas, de modo que eran observables los microdesplazamientos de forma análoga, se diseño un arreglo electrónico capaz de detectar los corrimientos de las franjas, en forma binaria y con esto poder analizar los microdesplazamientos, luego se continuo haciendo pruebas, ahora introduciendo una señal periódica a la bocina, por medio de un generador de señales, se observo que esa señal periódica tenía una equivalente en desplazamiento de franjas.

Una vez observado la viabilidad operativa del arreglo para la detección de microdesplazamientos en la membrana, se simulo la señal del corazón mediante la computadora, como se muestra en la figura 3.10 a parte superior, pudimos obtener un corrimiento de franjas equivalente al de los microdesplazamientos generados por la computadora 3.10 a parte inferior, lo que mostraba que es posible, medir los microdesplazamientos de un sistema mecánico mediante conteos binarios regidos por las franjas, después de esto se pudo obtener el optocardiograma, como se explica en la sección 3.5 en este capítulo, ahora veremos como se inicio la parte de la simulación.

3.2. SIMULACIÓN CARDIACA

Para el experimento se simuló un latido del corazón utilizando una computadora (figura 3.2) y por medio de la tarjeta de audio se inyectó la señal a una bocina cubierta con una membrana con el fin de obtener desplazamientos equivalentes a los que ocurren en la piel como consecuencias de los movimientos mecánicos del corazón; en la membrana se colocó el espejo M2; la señal es monitoreada por el canal uno del osciloscopio.

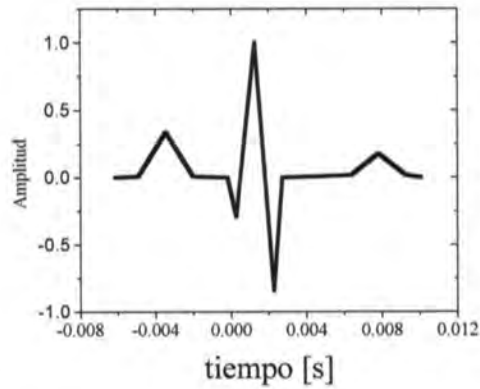
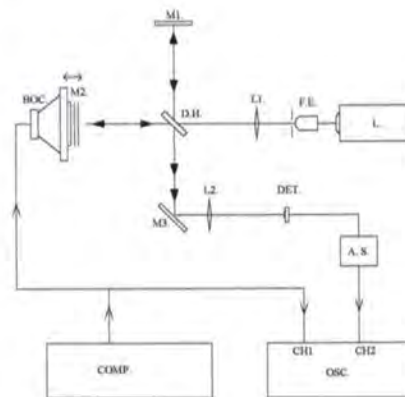


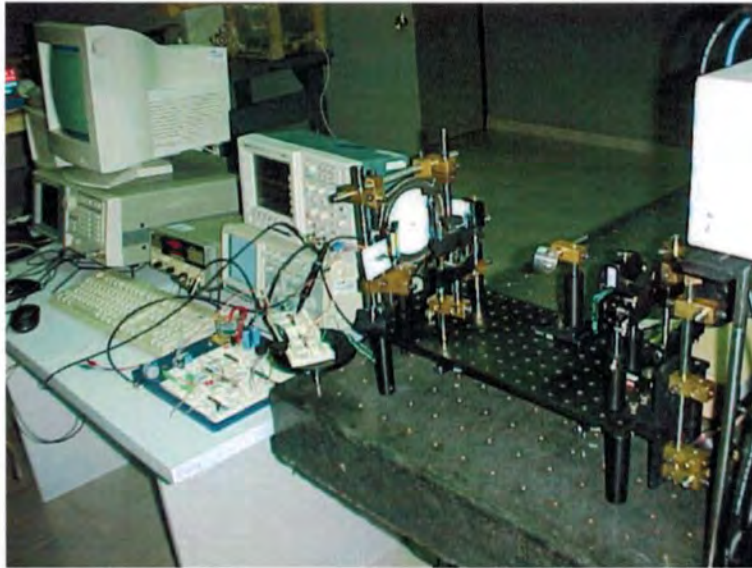
Figura 3.2. Simulación por computadora de un latido del corazón.

En la figura 3.3 se muestra el diagrama esquemático y la fotografía del experimento, en el cual se utilizó un láser de He-Ne ($\lambda = 631.5 \text{ nm}$) cuyo haz fue limpiado de altas frecuencias utilizando un filtrado espacial (para limpiar es haz láser) y colimado mediante la lente L1 (con distancia focal igual a 10cm). Utilizando un arreglo basado en un interferómetro de Michelson (brazo 1 de M1 a Divisor de haz (D.H.) igual a 7 cm. y brazo 2 de M2 a D.H. igual a 8.2 cm.), se obtuvo un patrón de interferencia mediante la superposición de dos frentes de onda previamente divididos en amplitud. El primer frente de onda se dirigió al espejo M1 y el segundo se hizo incidir en el espejo M2.

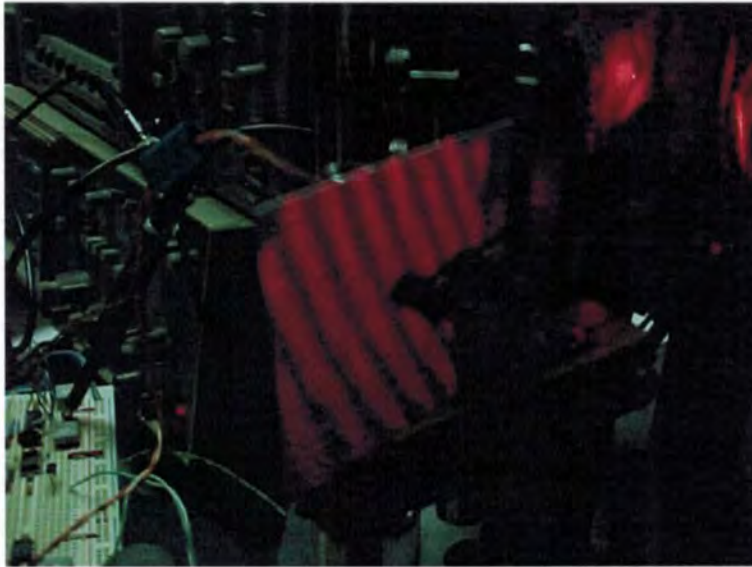
El patrón senoidal de franjas obtenido (figura 3.3 c) es enfocado mediante L2 (con distancia focal igual a L1) en un fotodetector y la señal es amplificada para ser introducida al canal dos del osciloscopio.



a)



b)



c)

Figura 3.3 a) Diagrama esquemático del experimento, b) Fotografía del experimento, c) Patrón senoidal de franjas

El osciloscopio utilizado es marca Tektronix modelo 3032; la escala de cada una de las señales en su respectivo canal fueron de 2 V y 50 mV por división, con un periodo de 2.00 ms por división. Las lentes utilizadas tienen una longitud focal de 10 cm y 5 cm para L1 y L2 respectivamente.

Ψ_1 es el frente de onda cuya fase es afectada por un ángulo ϕ (6°) del espejo M_1 (ecuación 3.1), mientras que Ψ_2 es el frente de onda afectado además por el desplazamiento longitudinal de M_2 se expresado en la ecuación 3.2 como Δd propiciadas por pulso que simula el movimiento mecánico. Sumando las ecuaciones 3.1 y 3.2, y multiplicándolas por el complejo conjugado, obtenemos el comportamiento de las franjas [19].

Representación del espejo 1 (M_1), en la ecuación 3.3:

$$\Psi_1 = e^{-ikx \text{sen}(\phi)} \quad (3.1)$$

Representación del espejo 2 (M_2) en la ecuación 3.3:

$$\Psi_2 = e^{-ik\Delta d} e^{-ikx \text{sen}(\theta)} \quad (3.2)$$

$$\Psi = (\Psi_1 + \Psi_2)(\Psi_1^* + \Psi_2^*) = 2(1 + \cos((\kappa(\text{sen}(\theta) - \text{sen}(\phi)))) \left[x - \left[\frac{\Delta d}{\text{sen}(\theta) - \text{sen}(\phi)} \right] \right] \quad (3.3)$$

El periodo de las franjas esta dado por:

$$T = \frac{\lambda}{\text{sen}(\theta) - \text{sen}(\phi)} \quad (3.4)$$

Con esto se observa que es posible la detección de los microdesplazamientos originados por un movimiento mecánico, usando el interferómetro de Michelson, observando un corrimiento de franjas de acuerdo al desplazamiento.

3.3. ANÁLISIS DE RESONANCIA DE LA BOCINA

El análisis de la resonancia de la bocina fue hecho en base al modelo mecánico de un oscilador rígido con rozamiento [20] cuyo desplazamiento x obedece la siguiente ecuación diferencial:

$$m\ddot{x} + m\gamma\dot{x} + mw_0^2x = F \cos(\omega t) \quad (3.5)$$

Aquí w_0 es la frecuencia natural de oscilación de la bocina, w es la frecuencia del forzado (será la frecuencia de la señal de alimentación de la bocina), m es la masa de la parte móvil de la bocina y F es la fuerza que se ejerce sobre el mismo.

Ahora encontrando la solución a la ecuación 3.5 obtenemos que:

$$x(t) = A \cos (wt + \Phi) \quad (3.6)$$

Se observó en el experimento que existe una proporcionalidad entre la frecuencia de las franja, y la frecuencia aplicada al sistema, debido al desplazamiento, estimando el factor de proporcionalidad en un rango de 200 a 300 veces la frecuencia introducida, esto se observo realizando la comparativa entre las franjas y la frecuencia de entrada en el osciloscopio.

Esto solo es para observar el comportamiento de la bocina en el primer experimento, pero el análisis no será reportado en esta tesis por su falta de relevancia, esto se debe a que el análisis primordial es sobre la piel del paciente, no de la bocina.

3.4. DESCRIPCIÓN DEL ARREGLO ELECTRÓNICO

Para procesar los datos que han sido obtenidos de forma óptica y transformados a datos electrónicos, es preciso detallar el procedimiento que se lleva a cabo para poder describir la información que se ha obtenido a partir del procesamiento en el sistema, para ello se muestra el diagrama del sistema electrónico. El primer paso fue crear una fuente de corriente directa para alimentar el circuito electrónico que se muestra en la figura 3.5.

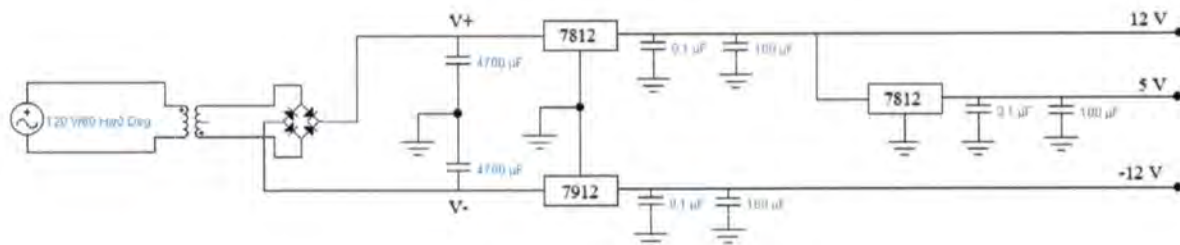


Figura 3.4. Diagrama de la fuente de alimentación del arreglo electrónico

Partiendo del corrimiento de las franjas debido al desplazamiento en el lente M2 en el interferómetro se montaron dos fototransistores para poder cuantizar el corrimiento de las franjas, para eso se utilizo el arreglo mostrado de forma general en la figura 3.5.

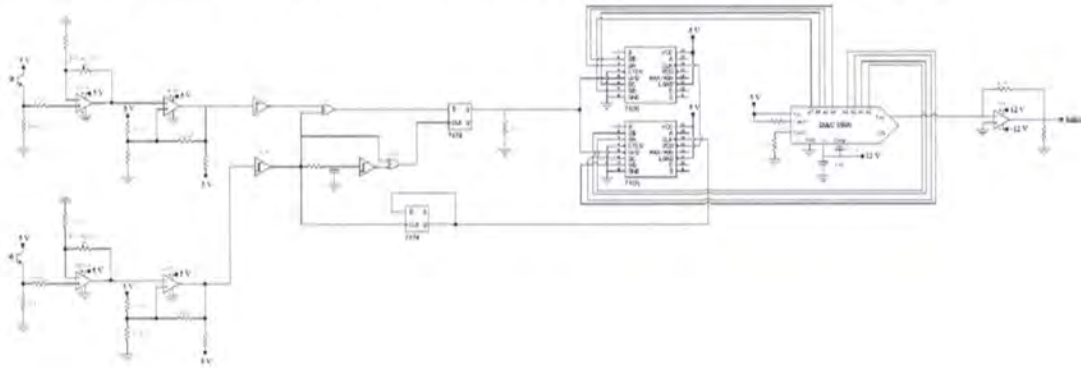


Figura 3.5. Diagrama del circuito electrónico completo.

La primera parte del arreglo consta de dos fototransistores los cuales se encargan de sensar los corrimientos de las franjas mostrados en la figura 3.3 c.

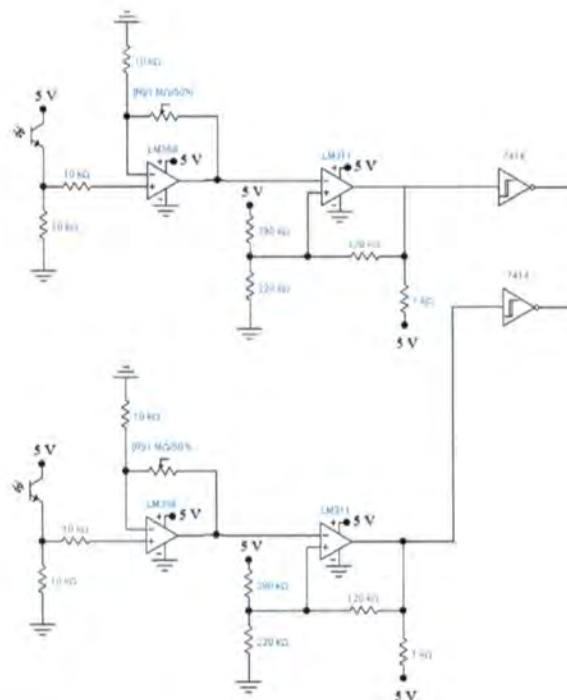


Figura 3.6. Diagrama la interfase opto-electrónica.

La siguiente parte, se encarga de detectar la cantidad de franjas y la dirección (figura 3.7).

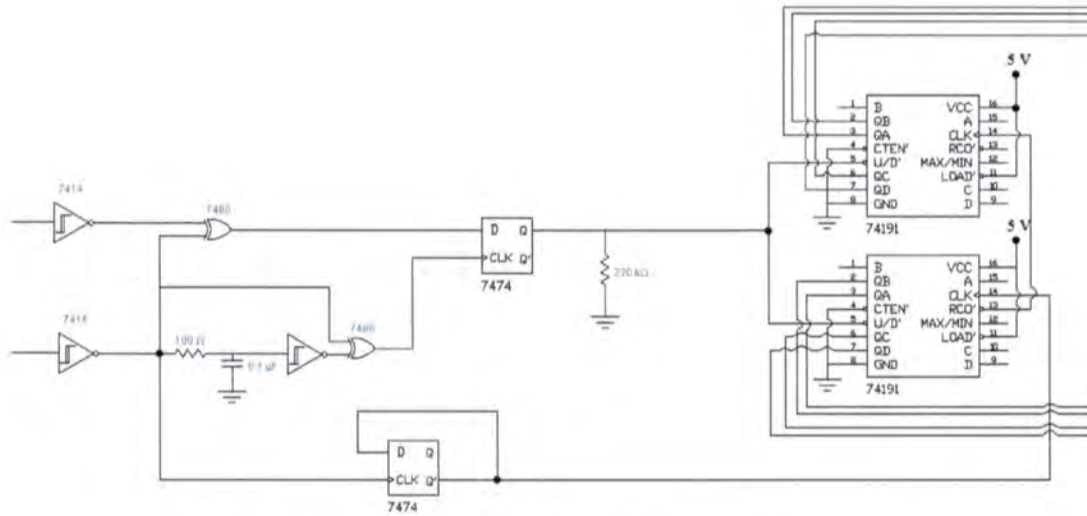


Figura 3.7. Diagrama de detectores de nivel y disparo.

Por ultimo se convierte la cantidad de franjas contadas en su equivalente analógico como se muestra en la figura 3.8.

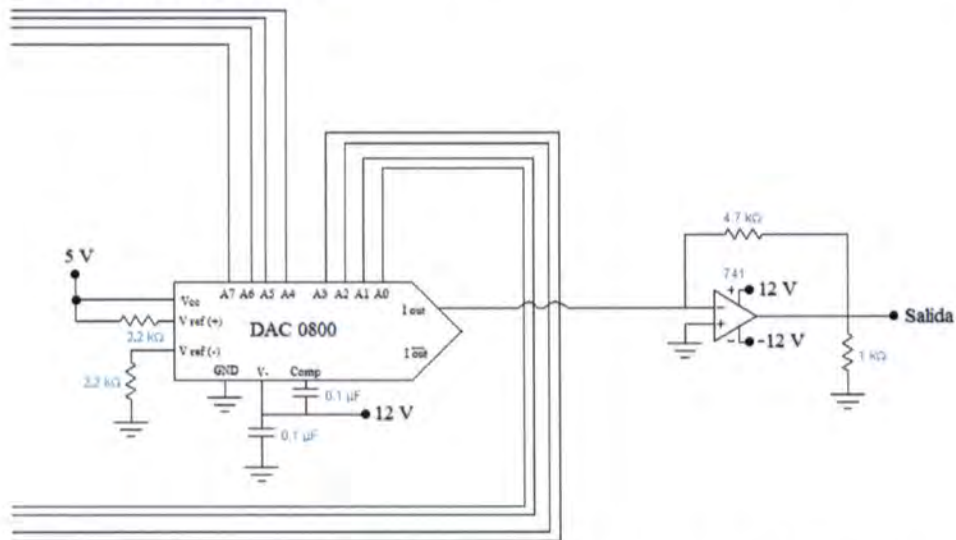


Figura 3.8. Diagrama del circuito electrónico de conversión de digital a analógico.

Con este arreglo opto-electrónico se puede mostrar los microdesplazamientos ocasionados por el movimiento mecánico del corazón sobre la piel del paciente, en la figura 3.9 se muestra una fotografía del sistema electrónico.

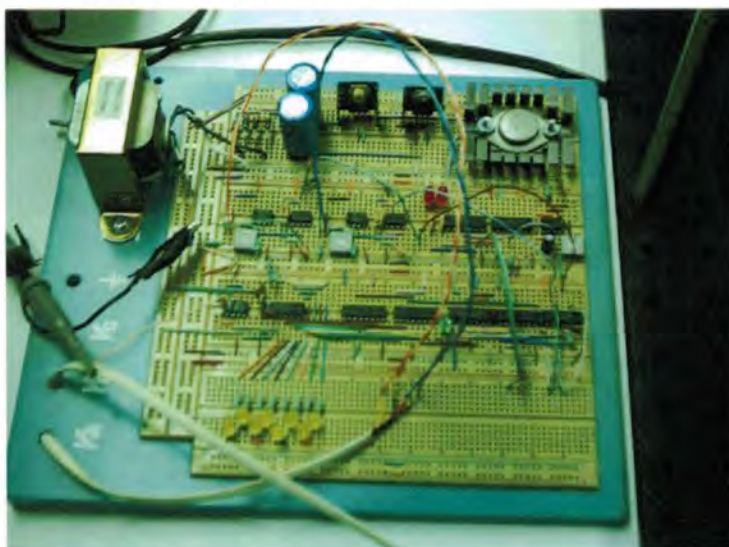


Figura 3.9 Fotografía de la parte electrónica del experimento

3.5. ANÁLISIS DE RESPUESTA DEL FOTOTRANSISTOR

Considerando la naturaleza y características propias de los fototransistores, se deben de considerar dos parámetros propios de la naturaleza del diodo que afectan directamente su rendimiento y comportamiento: tiempos de latencia y tiempos de respuesta. Además de que el comportamiento del fototransistor es afectado por la cantidad de portadores que lo componen, alterando directamente su tiempo de respuesta, frecuencia de entrada, su tiempo de vida, obedeciendo la ecuación 3.7.

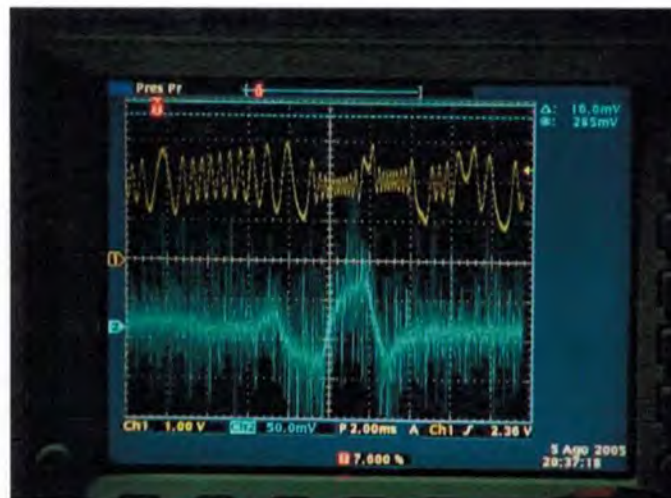
$$h(\Omega) = \frac{R}{1 + j\Omega\tau} \quad (3.7)$$

Pero para el caso de esta tesis, lo anterior no será tomado en cuenta, debido que la amplitud de las franjas resulta irrelevante, ya que la frecuencia de las franjas es lo que refleja la longitud de los microdesplazamientos. Se observó que existe una relación directa

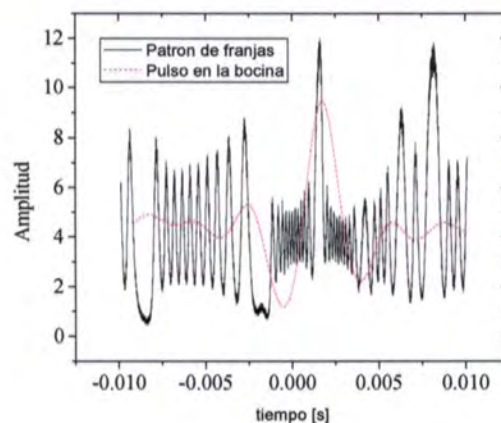
entre la amplitud de la señal y la frecuencia de las franjas, debido a los tiempos de latencia del sensor óptico.

3.6. ANÁLISIS EN EL OSCILOSCOPIO

En el osciloscopio se observa claramente la señal aplicada a la bocina (la señal simulada del corazón, correspondiente a la parte de debajo de la figura) y la señal del detector del interferómetro (parte superior de la figura 3.10 a). Con los datos generados por el osciloscopio, se reconstruyó la señal en una computadora observándose claramente la relación que existe entre el pulso generador y el patrón de franjas (figura 3.10 b).



a)



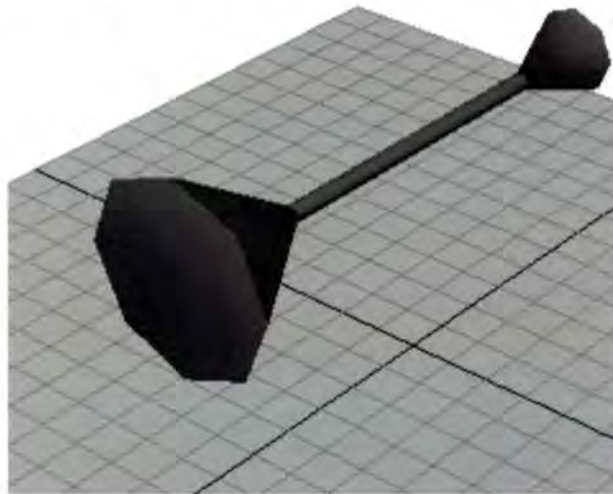
b)

Figura 3.10. Señales del patrón de franjas y del pulso inyectado, a) En el osciloscopio, b) Reconstruidas por computadora

Debido a que se pudo obtener la relación entre el desplazamiento mecánico efectuado por la bocina se vio que era viable la obtención del optocardiograma.

3.7. OBTENCIÓN DEL OPTOCARDIOGRAMA

Se realizó sustitución directa de la bocina con la piel del paciente, buscando como primera opción la de poner el espejo directamente sobre la piel, pero debido a los muchos problemas que se generan por la alineación del sistema, se opto por buscar otra opción, dando como resultado un arreglo mecánico mostrado en la figura 3.11 a y figura 3.11 b (esta formado por 2 conos de plástico en cada extremo, con una proporción en volumen de 2 a 1, al centro por un tubo de hule flexible con este se unen los 2 conos, los conos son cerrados por los extremos con membranas de hule flexible, para transmitir la vibración mecánica de la membrana A a la membrana B) que une el cuerpo paciente con el sistema óptico, y de esta forma lograr extraer las vibraciones de forma directa hacia el arreglo óptico, de forma que la alineación del sistema no se vea afectada de forma drástica; después de esto, se pudo demostrar que mediante el arreglo opto-electrónico es posible registrar el comportamiento mecánico del corazón de una forma sencilla y eficaz.



a)



b)

Figura 3.11 Prototipo mecánico

Con el prototipo mecánico figura 3.12 se pudo mantener la alineación del arreglo óptico en todo momento, sin tener pérdida alguna, reflejando los microdesplazamientos en forma proporcional de la membrana A, a la membrana B, como se muestra en la siguiente figura:



Figura 3.12 Relación de Volúmenes

De acuerdo con la ley de Boyle [21] podemos establecer la relación entre las presiones y volúmenes de las 2 cavidades, siendo afectada directamente de la forma:

$$P_A V_A = P_B V_B \quad (3.8)$$

Donde: P_A es la presión dentro de la cavidad A

V_A es el volumen de la cavidad A

P_B es la presión dentro de la cavidad B

V_B es el volumen de la cavidad B

Por tanto un desplazamiento en la membrana A, tendrá como resultado un desplazamiento, proporcional en la membrana B, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\Delta_A = K \Delta_B \quad (3.10)$$

Donde: Δ_A es el desplazamiento en la membrana A

Δ_B es el desplazamiento en la membrana B

K es la constante de proporcionalidad

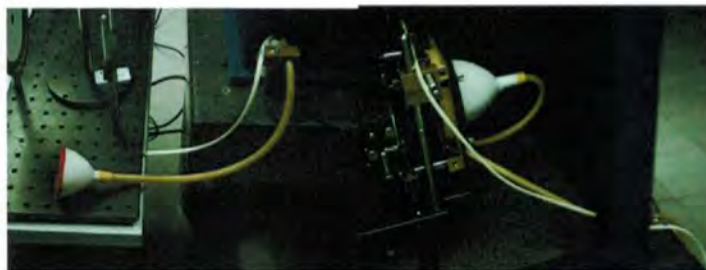
Como están relacionados los volúmenes A y B, la constante de proporcionalidad K será igual a V_B / V_A



a)



b)



c)

Figura 3.13 Prototipo mecánico a) Lugar de aplicación, b) Área a abarcar c) Sistema real.

Por medio de esta sistema (Figura 3.13 c) se pudo lograr el objetivo, de transportar las vibraciones cutáneas del paciente directo hacia el arreglo, obteniendo un sistema (figura 3.14), en el cual, los microdesplazamientos en la membrana A son transportados a la membrana B, en la cual se colocó el espejo M2 y que originalmente estaba colocado sobre la bocina.

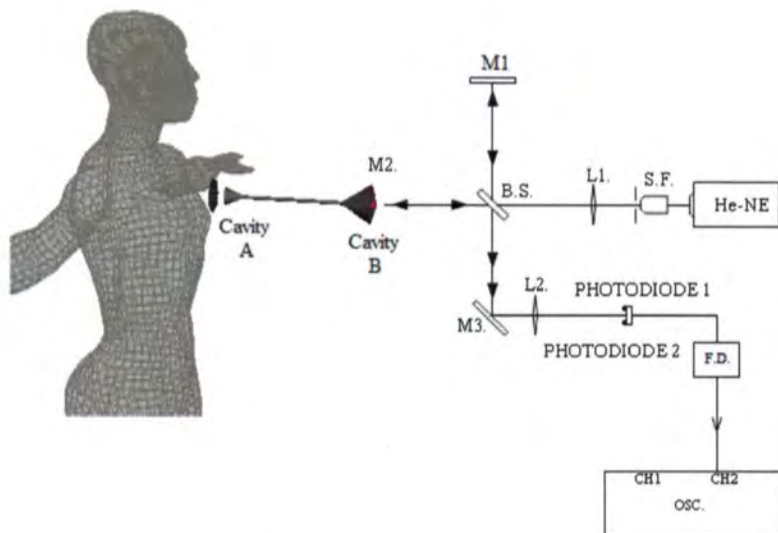


Figura 3.14 Arreglo final optocardiograma



Figura 3.15 Mediciones del experimento

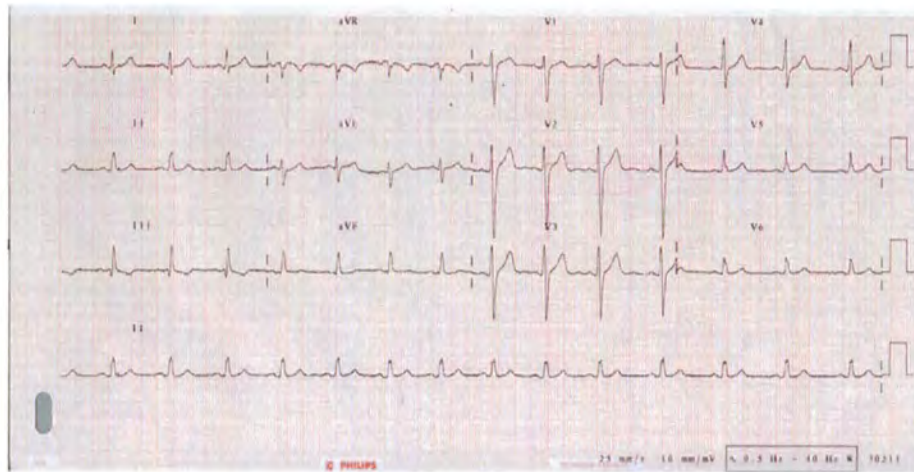


Figura 3.16 Electrocardiograma del Paciente

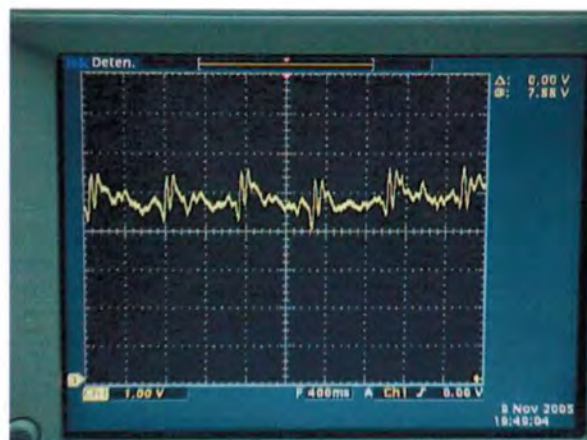


Figura 3.17 Optocardiograma del paciente

La información obtenida del electrocardiograma es obtenida de forma puntual (en el área del precordial V3), por lo que la señal es la combinación de los movimientos totales del ciclo cardiaco lo que se observa es el desplazamiento captado por el arreglo (1.3472 $\mu\text{m./milivolt}$), es la suma de aVR (figura 3.18), aVL (figura 3.19) y aVF (figura 3.20).

La grafica 3.18 muestra el como se comportan los biopotenciales cuando son medidos con los electodos en el brazo derecho, a partir de los electodos del brazo y pie izquierdo.



Figura 3.18 Amplificación del vector derecho (aVR)

La grafica 3.19 muestra el como se comportan los biopotenciales cuando son medidos con los electrodos en el brazo izquierdo, a partir de los electrodos del brazo derecho y pie izquierdo.



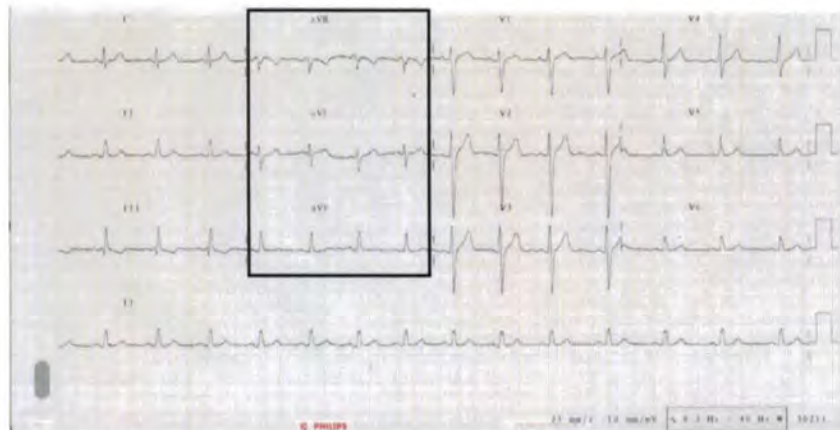
Figura 3.19 Amplificación del vector izquierdo (aVL)

La grafica 3.18 muestra el como se comportan los biopotenciales cuando son medidos con los electrodos en el pie izquierdo, a partir de los electrodos de los brazos.



Figura 3.20 Amplificación del vector izquierdo (aVF)

Haciendo la comparativa entre el método tradicional y el óptico se puede observar que existe la relación entre los biopotenciales generados por las células cardiacas (figura 3.21) y los movimientos mecánicos del corazón (figura 5.20).



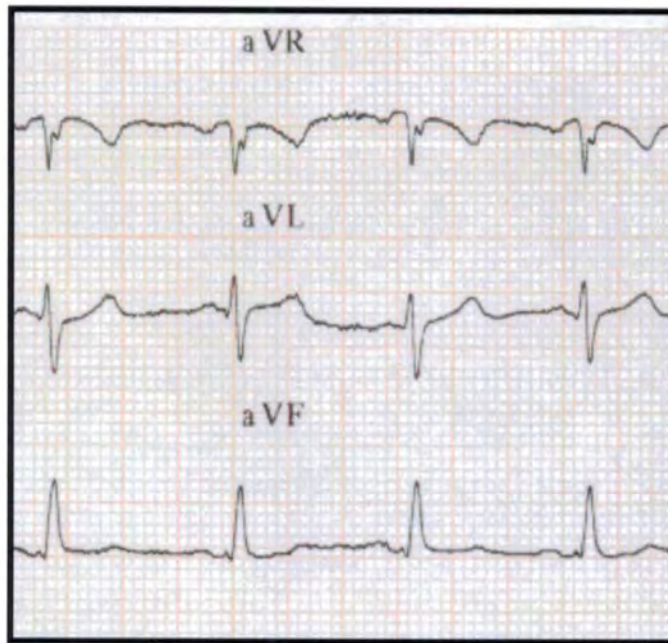


Figura 3.21. Electrocardiograma

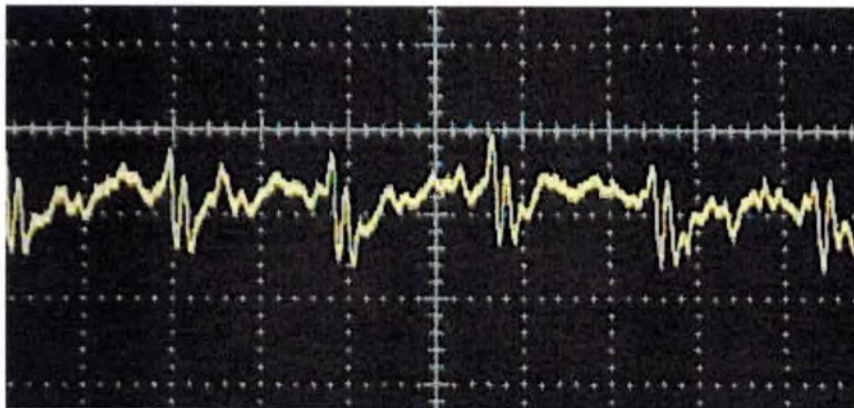


Figura 3.22. Optocardiograma

Si se realiza una comparativa entre estos métodos podemos observar el comportamiento biopotencial (figura 3.21) y mecánico (figura 3.22) en una sola gráfica, mostrando suficiente información, para poder tomar decisiones, en tiempo real figura 3.23.

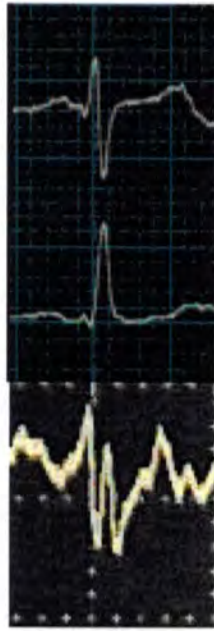


Figura 3.23. Comparativa electrocardiograma y optocardiograma



Figura 3.24 Partes relacionadas entre el electrocardiograma y el optocardiograma

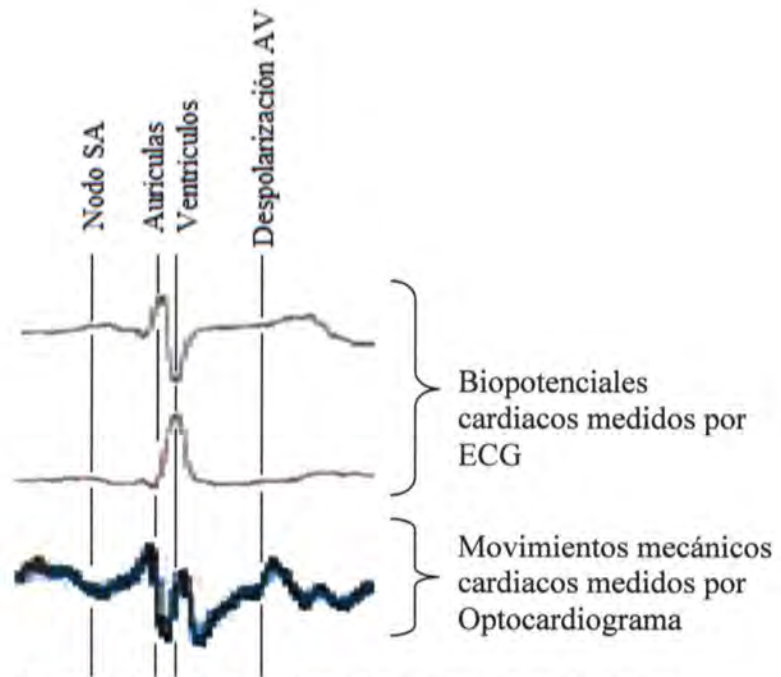


Figura 3.25 Partes del corazón registradas por el electrocardiograma y optocardiograma

Los resultados de las mediciones (en varios pacientes) muestra que el optocardiograma es un dispositivo que registra los movimientos mecánicos del corazón mostrando una equivalencia entre los microdesplazamientos medidos en la piel y los biopotenciales que se generan en el corazón*, a diferencia del ECG que solo muestra los biopotenciales, mostrando si existen diferencias significativas, pudiendo medir las diferencias entre ellos y hace que sea posible la detección de padecimientos, de índole mecánico, como son las enfermedades relacionadas con el miocardio, ventrículos y aurículas.

*Los movimientos mecánicos del corazón son inducidos a la piel, estos movimientos de la piel son imperceptibles a simple vista, sin embargo, un interferómetro puede detectar estos desplazamientos del orden de fracciones de micra, dependiendo del tipo de láser que se utilice; en este caso se utilizó un láser de He-NE, es cual tiene un longitud de onda (λ) de 631.5 nanometros (nm).

El desplazamiento real se calcula multiplicando la cantidad de franjas que pasan por un punto determinado, por la longitud de onda del láser utilizado, dividiendo esta cantidad entre dos.

$$\text{Desplazamiento real} = (\text{cantidad de franjas})(\lambda/2) = (\text{cantidad de franjas})(315.75 \text{ nm.}) \quad (3.11)$$

CAPITULO IV ESTUDIO ECONÓMICO

4.1. Introducción

Se debe tener en cuenta que todo tipo de proyecto de desarrollo tecnológico debe ser económicamente viable, para definir si es conveniente la realización del producto y justificar el por que de su desarrollo, siendo este uno de los requisitos primordiales.

Generalmente hay que tomar en cuenta, los costos más comunes para cualquier producto, como lo son los gastos directos (Materiales y mano de obra) e indirectos, realizando un análisis costo-beneficio, para de esta forma poder tomar la mejor decisión, de si es conveniente comprar el producto o desarrollarla tecnología[22].

Una vez teniendo identificados estos rubros se comienza a realizar el análisis del costo beneficio del producto [23].

Proyecto Optocardiograma

Análisis de Costos de Producción

Concepto	Costo
Gastos directos de fabricación	
Materiales	
Óptico	\$ 17,000.00
Electrónico	\$ 5,000.00
Varios	\$ 2,000.00
Mano de Obra	
Directa	\$ 10,000.00
Gastos indirectos de fabricación	
Administrativos	
Sueldos y Salarios	\$ 5,000.00
Otros	\$ 2,000.00

Costos de ejecución (mensual)	
Gastos indirectos	
Suministros	
Energía	\$ 500.00
Costos de ejecución (semestral)	
Gastos indirectos	
Mantenimiento	\$ 1,000.00
TOTAL INVERSIÓN INICIAL	\$ 42,500.00

En los gastos de ejecución hay que tomar en cuenta que el operador será el propio medico, por lo cual no generara dicho cargo.

Ahora analizaremos el método tradicional electrocardiograma.

Análisis del electrocardiograma	
Concepto	Costo
Inversión inicial	
Electrocardiógrafo	\$ 52,000.00
Modelo Pagemwriter 300pi Cardiograph	
Otros gastos	
Aduanas y gastos de importación	\$ 2,600.00
Costos de ejecución (mensual)	
Gastos indirectos	
Suministros	
Energía	\$ 1,500.00
Consumibles (papel milimétrico)	\$ 30,000.00

Costos de ejecución (semestral)

Gastos indirectos

Mantenimiento	\$ 2,000.00
Sueldos y salarios	\$ 30,000.00
TOTAL INVERSIÓN INICIAL	\$ 89,100.00

4.2 Comparativa del método tradicional contra optocardiograma.

Se puede observar que la inversión inicial (figura 4.1) para adquirir este tipo de tecnologías, el optocardiograma es económicamente viable para que cualquier medico pueda tener acceso a el, eficientando y agilizando el diagnostico de cualquier enfermedad cardiaca, para prevenir riesgos innecesarios en la salud del paciente.

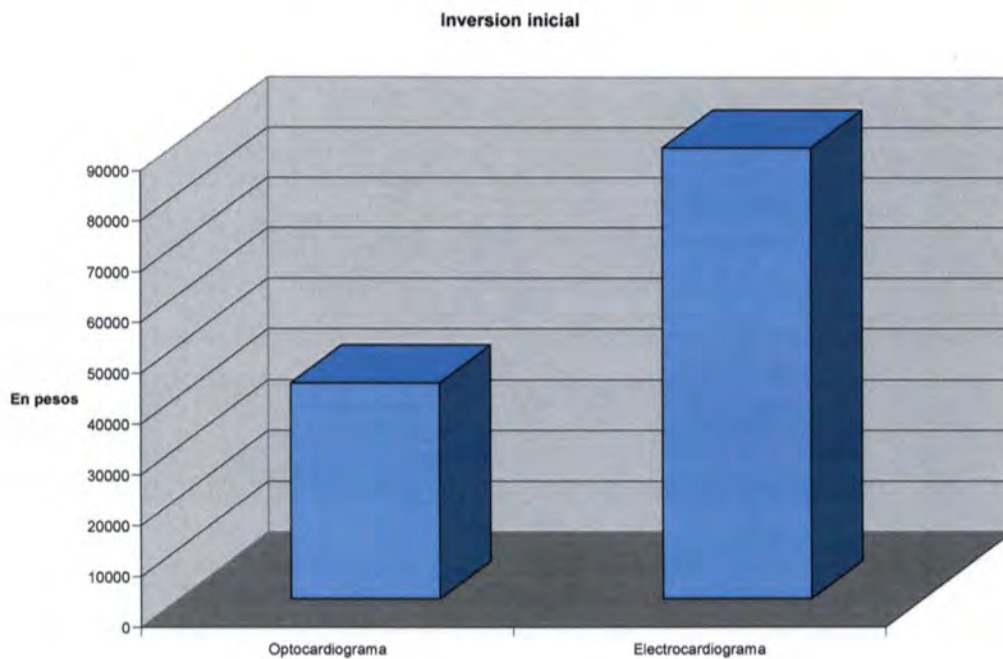


Figura 4.1 Inversión inicial

Con sus costos, y costos de ejecución semestrales (figura 4.2) se puede observar que el acceso a esta tecnología será en beneficio para un mayor número de personas, ya que el costo de producción permitiría ponerlo en el mercado a un precio muy competitivo además de que no se pagarían gastos de importación, aduanas, transporte, etc. (figura 4.3), para que cualquier médico lo pueda adquirir, y con esto poder diagnosticar de forma oportuna, y así poder ofrecer tratamientos preventivos a padecimientos cardiacos de índole congénito o patológico, ayudando así ha mejorar la tasa de mortalidad del mexicano promedio.

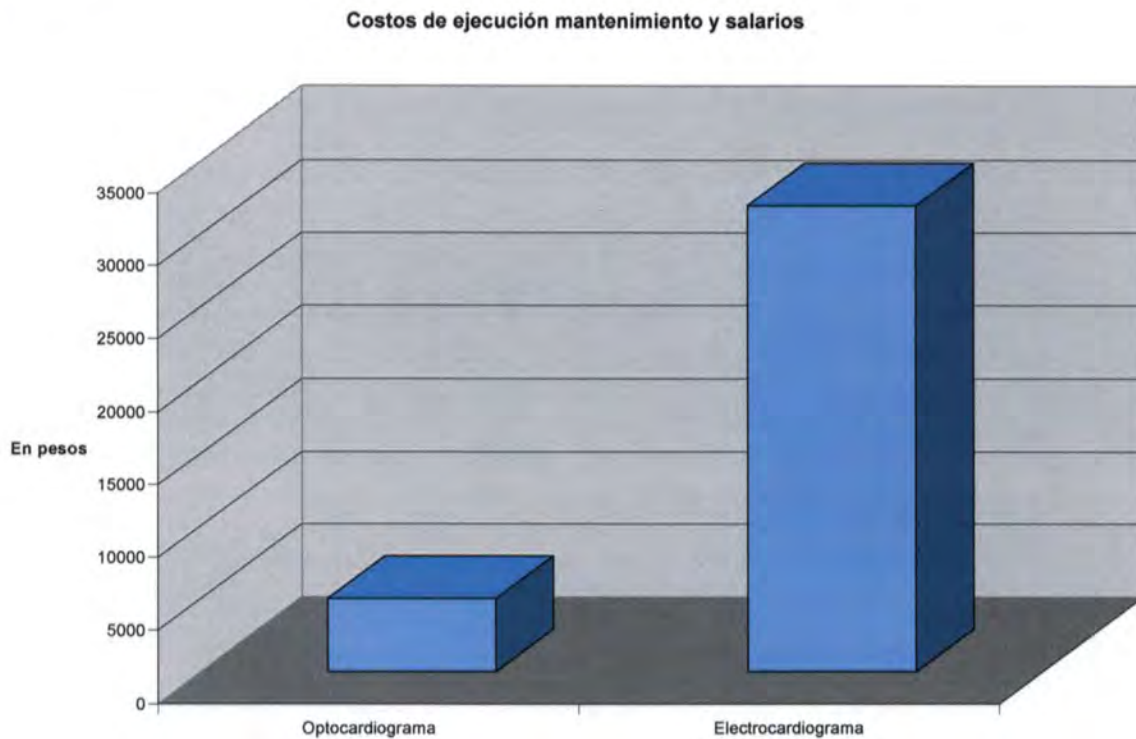


Figura 4.2 Costo de ejecución semestral

Es viable económicamente invertir en este proyecto, ya que podría posicionarse fácilmente en el mercado, pues el área de la salud es primordial para cualquier gobierno en desarrollo [24].

México al ser un país en desarrollo y un mercado en crecimiento, el optocardiograma puede ser una solución para el sector salud, en el área de cardiología, ya

que actualmente sus costos en este rubro son muy altos por que todo el material es importado y de difícil acceso.

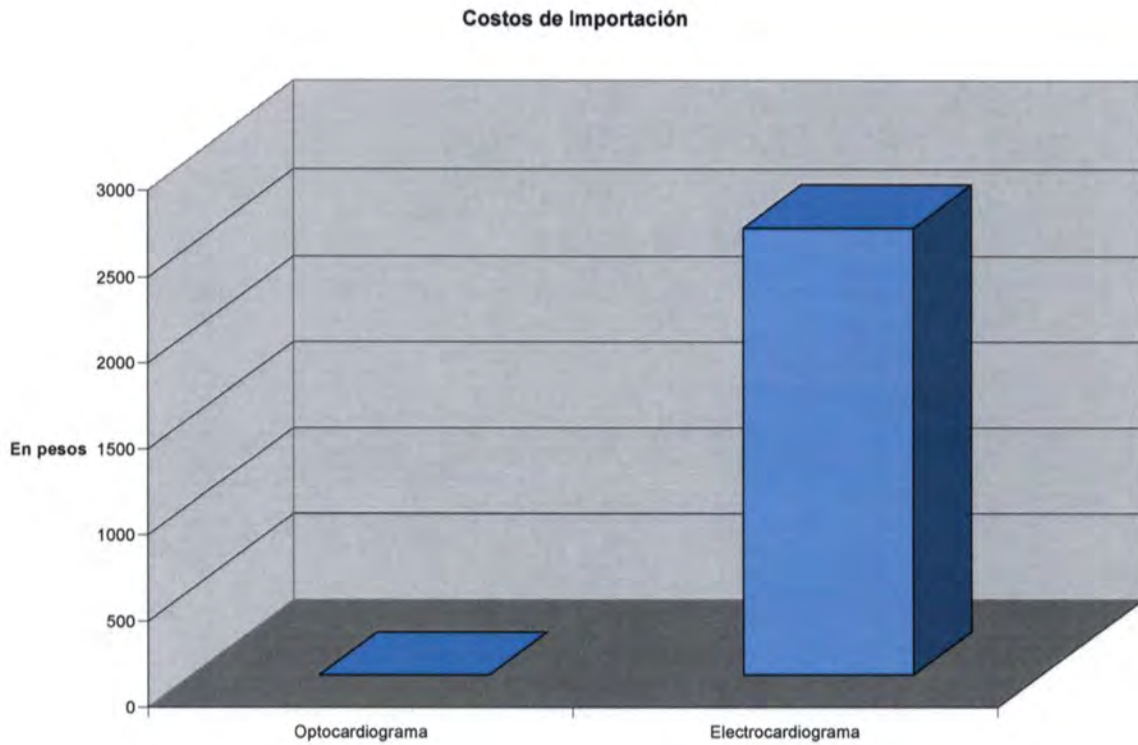


Figura 4.3 Costo de importación

Como conclusión podemos ver claramente como los costos se ven reducidos significativamente en el rango de hasta un 50%, tanto en la inversión, como en el mantenimiento, lo que es un beneficio a la hora de adquirir el equipo además la tecnología actual no se produce en el país, no genera inversión, empleos, crecimiento, en ningún rubro al país, a diferencia del optocardiograma que por ser un producto nacional, generará empleos, fomentara la inversión, ayudando así al crecimiento económico del país.

CAPITULO V

CONCLUSIONES

Los resultados muestran que es posible la medición del comportamiento mecánico del corazón por medio de la medición de los microdesplazamientos que el corazón induce de forma natural en la piel a través de interferometría, y haciendo la comparativa de costos, reduciéndolos significativamente, el optocardiograma es viable como método de obtención de la información cardíaca, de esta manera, el optocardiograma se convierte en una alternativa para poder obtener la información cardíaca en tiempo real, y con esto poder prevenir riesgos innecesarios en la salud del mexicano por la falta de dispositivos de este tipo en los hospitales del seguro social.

Se demostró que es posible, extraer la información cardíaca por medio de un arreglo óptico, para realizar esto se emplearon varias técnicas, coincidiendo que la mas conveniente fue el usar un interferómetro, por ultimo se ha optado por la mejor adaptación del prototipo a la orientación in-situ.

Se comprobó que los movimientos mecánicos del corazón, están directamente relacionados con los biopotenciales que interactúan en el sistema cardiaco, y con esto es posible diagnosticar padecimientos, en tiempo real, para poder actuar rápidamente en el tratamiento de padecimientos cardiacos.

El optocardiograma por sus características de detección del movimiento, su principal área de diagnostico es en enfermedades relacionadas con los movimientos mecánicos como son específicamente; cardiopatías (alteraciones del corazón congénitas que afectan su funcionamiento), hipertrofia (el aumento de tamaño cardiaco), daños en el miocardio (por necrosis de las células del miocardio), del tipo inflamatorio (endocartitis, Miocartitis, pericarditis), etc., que el ECG no es capaz de detectar, ya se su trabajo principal es el de medir los biopotenciales.

Además de mostrar los resultados en tiempo real, sin tener que esperar a que dichos estudios sean realizados fuera de las instituciones de salud, con el riesgo que esto conlleva al paciente.

5.1. TRABAJO A FUTURO:

Si bien, se ha logrado desarrollar un método de obtención del comportamiento cardiaco más eficiente, es necesario llevar acabo investigaciones sobre nuevas formas de análisis con este arreglo, utilización tecnologías como bluetooth y java para generar un producto altamente portable utilizando las bondades de esta plataforma de desarrollo.

Se esta trabajando en un prototipo de segunda generación, al cual se miniaturizara además de utilizar un procesador digital de señales, una conexión se serie universal (usb), para poder realizar interconexiones con otros sistemas, facilitando así el monitoreo cardiaco.

5.2. TRABAJOS REALIZADOS:

XLVIII congreso nacional smf / XVIII reunión anual AMO con el trabajo: detección y visualización del comportamiento del corazón utilizando un láser de he-ne.

The international society for optical engineering, spie con el trabajo: heart activity monitoring using a michelson interferometer.

“Optical detection of the QRS Complex, P Wave and T Wave”. Submitted to: Cardiovascular Research

REFERENCIAS

- [1] <http://www.inegi.gob.mx/est/contenidos/espanol/rutinas/ept.asp?t=mpob51&c=3228>
- [2] Aranceta, *Obesidad y riesgo cardiovascular*, 1ª Edición, Año : 2004, Ed. TELA
- [3] Bayes De Luna, *Cardiología Clínica*, 1ª Edición, Año: 2003, Ed. TELA
- [4] Cheitlin Melvin D., Sokolow Maurice, Mcilroy Malcolm B., *Clinical cardiology*, Norwalk, Conn. Appleton & Lange, c1993.
- [5] K. F. Tan, K. L. Chan, and K. Choi, "Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram," *Advances in Medical Signal and Information Processing*, 2000. First International Conference on (IEE Conf. Publ. No. 476), pp. 4-6 Sept. 2000.
- [6] H. Kanai, K. Hirose, H. Sato and N. Chubachi, "A New Method To Measure Local Vibrations In A Heart Using Ultrasound," *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1991. Vol.13: 1991, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, 31 Oct.-3 Nov. pp. 131 -132, 1991.
- [7] L Torres-Pereira, P. Ruivo, C. Torres-Pereira and C. Couto, "A noninvasive telemetric heart rate monitoring system based on phonocardiography," *Industrial Electronics*, 1997. ISIE '97, Proceedings of the IEEE International Symposium on, 7-11 July 1997, vol.3 pp. 856 -859. 1997
- [8] *Fundamentos de física III Óptica*, Francis W. Sears.1979, ed. addison wesley.
- [9] H. Kanai, H. Satoh, K. Hirose, and N. Chubachi, "A new method for measuring small local vibrations in the heart using ultrasound," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 1233-1242, 1993.
- [10] *Óptica*, Eugene Hecht, 1998, ed. addison wesley.
- [11] K. Kawabe, H. Kanai and N. Chubachi. "Accuracy Evalatuaion in ultrasonic-Doppler-based measurement of small vibrations for acoustical diagnosis of the aortic wall," *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, October 25-28, Istanbul, Turkey, 2001
- [12] Bernard J Gersh, *Libro Del Corazón*, Ed. MAD, 2003.
- [13] R. F. Rushmer. *Cardiovascular Dynamics* 4ª ed., Saunders, Philadelphia, 1976.
- [14] Willem Einthoven, *The father of electrocardiography*, Snellen, H. A., 1994.
- [15] Texas Heart Institute www.TexasHeartInstitute.org
- [16] *Fundamental of fotonics*, Bahaa E. A. Saleh, Malvin Carl Teich, 1991, ed. Wiley.

- [17] Óptica básica, Daniel Malacara 1989, fondo de cultura económica.
- [18] Federico Kuhlmann / Antonio Alonso, Información y telecomunicaciones, Primera edición, fondo de cultura económica 1996.
- [19] Daniel Malacara, Manuel Servín, Zacarías Malacara, Interferogram Analysis for Optical Testing, Second edition, Ed. Taylor & Francis 2005.
- [20] Nachman P., Pellegrino P. y Bernstein A. Mechanical, "Resonante detected with a Michelson interferometer." Am. J. Phys. 65, 441 (1997).
- [21] Física Volumen I, Resnick, Halladay, Krane, 5ª edición, Ed. Cecsá.
- [22] Contabilidad de Costos 2ed., Juan García Colín, Mc Graw Hill.
- [23] Contabilidad Avanzada, Alberto García Mendoza, Grupo Patria Cultural.
- [24] Guía para formulación y evaluación de proyectos de inversión, Nacional financiera 1999.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Localización del Corazón	2
Figura 1.2 Sístole y diástole	3
Figura 1.3. Localización física pericardio	4
Figura 1.4. Localización física Miocardio	5
Figura 1.5 Localización física Endocardio	5
Figura 1.6. Ondas “P”, “QRS” y “T” en el corazón	7
Figura 1.7. La despolarización eléctrica	8
Figura 1.8 Sistema cardiaco de conducción	10
Figura 1.9. Iniciación y conducción de la despolarización en el corazón de mamíferos. Las áreas más oscuras están despolarizadas.	12
Figura 1.10. Trazado en donde se registra la onda de despolarización (A y B) y la onda de repolarización (C y D) de una fibra muscular cardiaca.	13
Figura 1.11. a) Electrocardiograma patrón (simulado), b) Electrocardiograma real	14
Figura 1.12 Triángulo de Einthoven y proyección de las medidas del complejo QRS sobre las correspondientes coordenadas de las derivaciones I, II y III.	15
Figura 1.13 Localización del triángulo de Einthoven.	15
Figura 1.14 Equivalentes del triángulo de Einthoven.	15
Figura 1.15 Vectores resultantes del triángulo de Einthoven.	15
Figura 1.16. Vector de derivaciones.	17
Figura 1.17. Vector hexacial.	17
Figura 1.18. Correlación entre despolarización y repolarización en el corazón y en el electrocardiograma.	19
Figura 1.19 Disposición convencional de los electrodos para el registro de las derivaciones electrocardiográficas estándar. En el tórax se ha añadido el dibujo correspondiente al triángulo de Einthoven	20
Figura 1.20. ECG obtenido por la derivación I	21
Figura 1.21. ECG obtenido por la derivación II	21
Figura 1.22. ECG obtenido por la derivación III	22
Figura 1.23. Voltaje amplificado desde el pie (aVF)	23
Figura 1.24. Voltaje amplificado desde el brazo izquierdo (aVL)	23

Figura 1.25. Voltaje amplificado desde el brazo derecho (aVR)	23
Figura 1.26. Otra forma de obtención del ECG	24
Figura 1.27 Hipertrofia ventricular izquierda	25
Figura 1.28 Músculo con hipertrofia	25
Figura 1.29 Inflamación del Pericardio	26
Figura 1.30. Miocardio inflamado	27
Figura 2.1. Fenómeno de división de frente de onda realizado con dos rendijas rectas y paralelas	30
Figura 2.2: interferómetro de Michelson, que funciona por división de amplitud.	31
Figura 2.3: Intensidad contra periodo, mostrando franjas brillantes y oscuras.	32
Figura 2.4. Franjas circulares	33
Figura 2.5. Franjas paralelas	34
Figura 2.6. Interferómetro de Twyman-Green	35
Figura 2.7. a) Interferómetro de Fabry-Perot; b) Etalon de Fabry-Perot	36
Figura 2.8. Arreglo óptico del experimento	36
Figura 2.9 Sistema aislado de ruido externo	38
Figura 3.1. Diagrama de retroalimentación de fuente	39
Figura 3.2. Simulación por computadora de un latido del corazón.	41
Figura 3.3 a) Diagrama esquemático del experimento, b) Fotografía del experimento, c) Patrón senoidal de franjas	42
Figura 3.4. Diagrama de la fuente de alimentación del arreglo electrónico	44
Figura 3.5. Diagrama del circuito electrónico completo.	45
Figura 3.6. Diagrama la interfase opto-electrónica.	45
Figura 3.7. Diagrama de detectores de nivel y disparo.	46
Figura 3.8. Diagrama del circuito electrónico de conversión de digital a análogo.	46
Figura 3.9 Fotografía de la parte electrónica del experimento	47
Figura 3.10. Señales del patrón de franjas y del pulso inyectado, a) En el osciloscopio, b) Reconstruidas por computadora	48
Figura 3.11 Prototipo mecánico	50
Figura 3.12 Relación de Volúmenes	50
Figura 3.13 Prototipo mecánico a) Lugar de aplicación, b) Área a abarcar c) Sistema real.	51

Figura 3.14 Arreglo final optocardiograma	52
Figura 3.15 Mediciones del experimento	52
Figura 3.16 Electrocardiograma del Paciente	53
Figura 3.17 Optocardiograma del paciente	53
Figura 3.18 Amplificación del vector derecho (aVR)	54
Figura 3.19 Amplificación del vector izquierdo (aVL)	54
Figura 3.20 Amplificación del vector izquierdo (aVF)	54
Figura 3.21. Electrocardiograma	55
Figura 3.22. Optocardiograma	55
Figura 3.23. Comparativa electrocardiograma y optocardiograma	56
Figura 3.24 Partes relacionadas entre el electrocardiograma y el optocardiograma	56
Figura 3.25 Partes del corazón registradas por el electrocardiograma y optocardiograma	57
Figura 4.1 Inversión inicial	61
Figura 4.2 Costo de ejecución semestral	62
Figura 4.3 Costo de importación	63