



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ELECTROCARDIOGRAFO DIGITAL PARA TELEMEDICINA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA

PRESENTA:

JIMÉNEZ CABRALES DAVID GERARDO

Director de Tesis: M.C. Amanda Oralia Gómez González

**FACULTAD DE
INGENIERIA**



Ciudad Universitaria, México D.F. 2006

DEDICATORIA

A mi mamá: Maria de los Ángeles Cabrales Velasco
A mi papá: Abelino Jiménez García
A mis hermanos: Carlos Martín, Maria de los Ángeles
y América Minerva.

A la pequeña Sol.

Y en especial a mí.

AGRADECIMIENTOS

A mi papá y mi mamá.

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A Los profesores de la Facultad de Ingeniería, en especial a:

Fis. Salvador Enrique Villalobos Pérez.

M.C. Amanda Oralia Gómez González.

Dr. Pablo Pérez Alcázar.

Ing. Patricia Hong Cirion.

M.I. Juan Manuel Gómez González.

INDICE

CAPITULO 1. EL CORAZÓN

1.1 El corazón.	4
1.2 Funcionamiento del corazón.	5
1.2.1 Sistema His – Purkinje.	6
1.3 Vasos sanguíneos.	6
1.3.1 Tipos de vasos sanguíneos.	7
1.3.2 Vasos sanguíneos más grandes.	8
1.4 Flujo sanguíneo.	9
1.4.1 ¿Qué hace que la sangre circule?	10
1.5 Complicaciones del corazón.	10
1.5.1 Arritmia cardíaca: Muerte súbita o repentina.	10
1.5.2 Presión arterial.	12
1.5.3 Problemas en la capacidad de bombeo.	13
1.5.4 Patología de arterias coronarias y ataque cardíaco	14
1.5.5 Enfermedad vascular periférica.	17
1.6 Trastornos en el ritmo cardíaco.	18
1.6.1 Bradicardia.	18
1.6.2 Problemas con el nodo S – A.	19
1.6.3 Problemas con la vía de conducción eléctrica entre la parte superior e inferior del corazón (bloqueo cardíaco).	19
1.6.4 Taquicardia.	20
1.6.5 Fibrilación ventricular.	21
1.6.6 Fibrilación Auricular	21

CAPITULO 2. ACTIVIDAD ELECTRICA DEL CORAZON

2.1 Actividad eléctrica.	23
2.2 Sistema eléctrico del corazón.	25
2.2.1 Partes del sistema eléctrico	25
2.2.2 Frecuencia y ritmos cardiacos.	26
2.2.3 El camino que siguen las señales eléctricas.	26
2.3 Generación de biopotenciales.	27
2.3.1 Actividad eléctrica celular	27
2.3.2 El origen de los biopotenciales.	28
2.3.3 Potencial de Nernst.	29
2.3.4 Electrofisiología de las Células Cardíacas	30
2.3.5 Actividad eléctrica de la célula cardíaca.	31

2.4	Técnicas para monitorear actividad eléctrica.	32
2.4.1	Posibles algoritmos a implementar.	32
2.4.2	Técnica de identificación y eliminación temporal del complejo QRS (TIETCQ).	34

CAPITULO 3. ELECTROCARDIOGRAFIA

3.1	Antecedentes.	35
3.2	Vector cardiaco.	36
3.3	Derivaciones de las extremidades.	36
3.3.1	Localización de las derivaciones.	37
3.4	Génesis del electrocardiograma normal en derivaciones del plano frontal.	
3.5	Génesis del electrocardiograma normal en derivaciones del plano horizontal	
3.6	Calculo eje eléctrico.	41
3.7	Electrocardiograma.	43
3.8	Registro de actividad eléctrica.	45
3.8.1	Procedimiento de monitorización del ECG.	46
3.8.2	diagnostico por ECG	47

CAPITULO 4. BIOSENSORES

4.1	Biosensor.	51
4.1.1	Sensores.	52
4.1.2	Desarrollo de biosensores.	53
4.1.3	Diversificación de biosensores.	54
4.1.4	Usos y aplicaciones de los biosensores	56
4.2	Conceptos básicos.	58
4.2.1	Sensores resistivos	59
4.2.2	Potenciómetros	59
4.2.3	Strain – gages	60
4.2.4	Sensores inductivos	62
4.2.5	Sensores capàcitivos.	63
4.2.6	Sensores piezoeléctricos	64
4.3	Fisiología de la temperatura y algunas aplicaciones biomédicas:	
4.3.1	Termopares.	67
4.3.2	Termistores.	69
4.3.3	Termometría de Radiación.	70

CAPITULO 5. BIOINSTRUMENTACION

5.1	Bioinstrumentacion.	71
5.1.1	Sistema generalizado de bioinstrumentacion.	71
5.1.2	Adquisición digital de señales biomédicas.	72
5.2	Electrodos.	74
5.2.1	Interfase electrodo-electrolito	74
5.2.2	Polarizacion.	76
5.2.3	Electrodos polarizables y no polarizables.	77
5.2.4	Electrodo de plata / cloruro de plata	78
5.2.5	Otros electrodos.	79
5.2.6	Funcionamiento y modelos circuitales de un electrodo.	80
5.3	La interfaz electrodo – piel y el artefacto por movimiento	81
5.4	Arreglos de electrodos.	83
5.4.1	Electrodos para la estimulación eléctrica de los tejidos.	84
5.5	Sugerencias practicas en la utilización de electrodos	85
5.6	Interferencias en el sistema de medidas.	86
5.7	Bioinformática.	87

CAPITULO 6. DISEÑO DE ELECTROCARDIOGRAFO PARA DIAGNOSTICO REMOTO.

6.1	Diseño electrónico.	89
6.1.1	Etapa de amplificación.	90
6.1.2	Amplificador de instrumentación.	92
6.1.3	Rechazo de modo comun.	92
6.2	Amplificación de señal.	94
6.3	Digitalización de señal.	95
6.4	Uso de LabVIEW en el diseño de interfases.	96
6.4.1	Interfase.	97
6.4.2	Requerimientos del sistema.	98
6.5	Aplicación a una PC de Telemedicina.	99
6.5.1	Telemedicina.	99
6.5.2	Medicina a distancia e Internet.	101
6.5.3	Telemedicina en México.	103
6.5.4	Costo del proyecto.	104

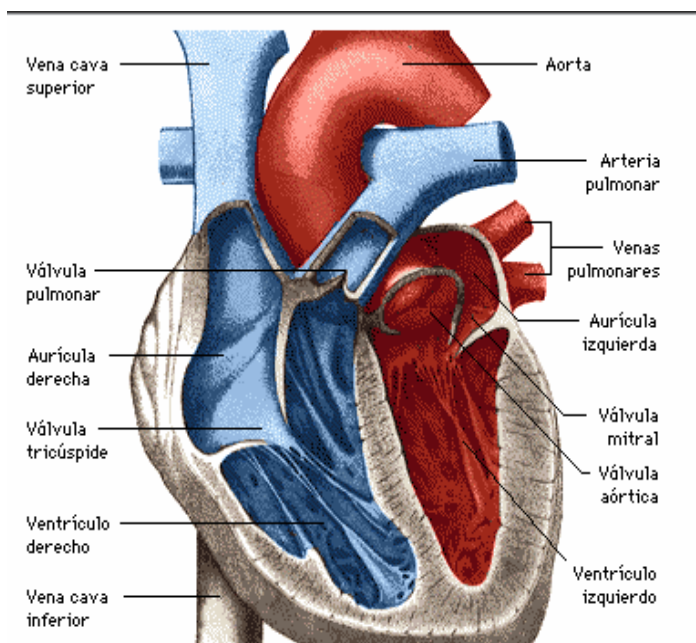


Electrocardiógrafo Digital para Telemedicina

CAPITULO 1. EL CORAZÓN

1.1 EL CORAZÓN

Situado a la izquierda del centro del pecho, el corazón es un potente músculo que funciona como dos bombas coordinadas que envían continuamente sangre por todo el cuerpo. Además de llevar oxígeno fresco y nutrientes a órganos y tejidos, esta circulación también elimina desechos nocivos. Un tipo de músculo llamado miocardio ¹ es el único del corazón.



El corazón está compuesto por cuatro cámaras, dos superiores llamadas aurículas, y dos inferiores, de paredes gruesas, llamadas ventrículos. Una fuerte pared muscular divide los dos lados del corazón. (ver figura)

Hay cuatro válvulas, cruciales para permitir la entrada y salida de la sangre en las cámaras, solo en una dirección, las cuales

son: válvula tricúspide, válvula mitral, válvula aórtica y válvula pulmonar. El corazón es un órgano muscular hueco que actúa en el organismo como una doble bomba, impulsa la sangre hacia los pulmones para su oxigenación (circulación pulmonar) y bombea la sangre oxigenada hacia todas las zonas del organismo (circulación sistémica)

¹ Miocardio, conjunto de células musculares, con una disposición y estructura peculiar, que constituyen el grosor de la pared del corazón. El músculo cardíaco contiene una enorme cantidad de fibras musculares cuya principal característica es su gran contractilidad

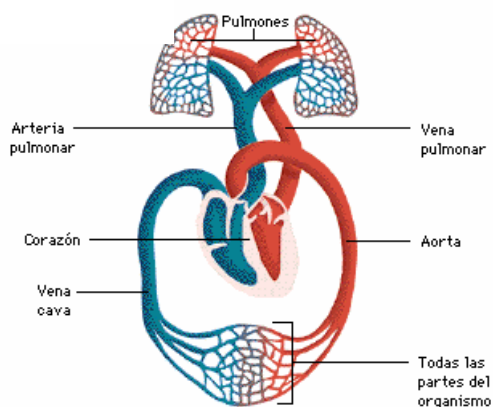


Dos bombas en una: La sangre usada por los tejidos del cuerpo entra en el lado derecho del corazón y es bombeada a los pulmones. El paso de la sangre por los pulmones, llamado circulación pulmonar, permite a la sangre recoger oxígeno. La sangre oxigenada regresa al lado izquierdo del corazón y es bombeada de nuevo a los tejidos del cuerpo. Al recorrido de la sangre por los tejidos del cuerpo se le llama circulación sistémica. El circuito por los pulmones y el cuerpo se completa en un minuto, y el corazón bombea de 5 a 7 litros de sangre.

1. 2 FUNCIONAMIENTO DEL CORAZÓN.

La sangre es el sistema de transporte del organismo. Su función principal es llevar nutrientes y oxígeno, que son la materia prima y la fuente de energía, a todos los tejidos. Transporta asimismo los materiales de desecho de los tejidos para eliminarlos y facilita el mantenimiento de la temperatura corporal. Para llevar a cabo estas tareas vitales, la sangre debe estar permanentemente en circulación.

El corazón necesita un generoso suministro de oxígeno y de sangre; sólo el cerebro necesita más. Pero la sangre que fluye por las cavidades del corazón no puede pasar y llegar a las células musculares por lo que el músculo del corazón dispone de su propia red de vasos sanguíneos, llamada sistema coronario.



El corazón proporciona la fuerza motriz del sistema circulatorio. Sus latidos constantes bombean al menos 5 l/min de sangre a todo el circuito del organismo. Está formado por dos bombas situadas una al lado de la otra, cada una de ellas constituida por dos cavidades. La bomba del lado derecho impulsa la sangre hacia los pulmones,

en donde se eliminan gases como el dióxido de carbono y se añade el oxígeno proveniente del aire. La sangre recién oxigenada llega a la bomba del lado izquierdo, que la impulsa entonces hacia el resto del cuerpo. La sangre sale del corazón, ya sea en dirección a los pulmones o al resto del organismo, a través de vasos sanguíneos denominados arterias. Éstas se ramifican muchas veces y van dando origen a ramas cada vez de menor calibre, hasta formar las arteriolas. Éstas también se van ramificando repetidas veces y empequeñeciéndose hasta convertirse en unos vasos minúsculos, los

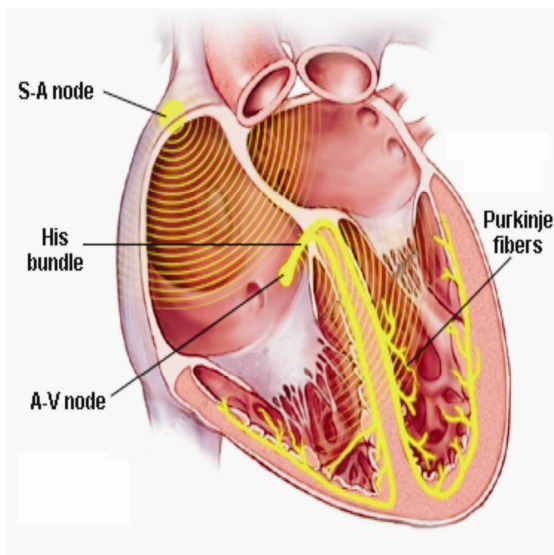


capilares. Éstos tienen paredes muy finas y un calibre tan pequeño que equivale tan sólo a la anchura de un glóbulo rojo. Cuando la sangre pasa por los muchos miles de capilares del cuerpo, cede los nutrientes y el oxígeno a los tejidos y extrae de ellos los productos de desecho. Tras el paso por los capilares, los vasos sanguíneos se van haciendo cada vez más grandes y finalmente se convierten en venas. Éstas transportan la sangre a través de órganos como los riñones y el hígado, que eliminan los productos de desecho, y la devuelven al corazón. A continuación, el ciclo se reinicia.

1.2.1 SISTEMA HIS - PURKINJE

El sistema His-Purkinje está situado en los ventrículos del corazón. La electricidad viaja por el sistema His-Purkinje para hacer que los ventrículos se contraigan. Las partes del sistema His-Purkinje incluyen:

- El haz de His (el inicio del sistema)
- Rama derecha
- Rama izquierda
- Fibras de Purkinje (el final del sistema)



1.3 VASOS SANGUINEOS.

La sangre fluye por el cuerpo en un complejo sistema de tubos llamados *vasos sanguíneos*. Los vasos sanguíneos llevan la sangre a todas las partes del cuerpo. En cada tejido u órgano del cuerpo, la sangre realiza un intercambio— "descarga" el oxígeno y los nutrientes y "carga" productos de desecho (toxinas y dióxido de carbono). Después del intercambio, la sangre vuelve al corazón.

Un intercambio similar tiene lugar en los pulmones. Cuando la sangre pasa por los pulmones, "descarga" el dióxido de carbono de su cuerpo y "carga" oxígeno. Los pulmones se llenan con oxígeno a través de la inspiración y el dióxido de carbono se elimina en cada expiración. Los vasos sanguíneos, el corazón y los pulmones forman el *sistema circulatorio*.



1.3.1 TIPOS DE VASOS SANGUINEOS

Existen tres tipos de vasos sanguíneos que transportan la sangre por su cuerpo.

- ◆ Arterias
- ◆ Capilares
- ◆ Venas

- **Arterias**

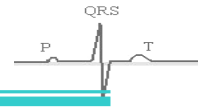
Las arterias transportan sangre rica en oxígeno desde el corazón hasta los tejidos y órganos del cuerpo, como el cerebro, los riñones y el hígado. Al llevar sangre con oxígeno, las arterias parecen rojas. La sangre fluye por las arterias con mucha fuerza. Por ello, las paredes de las arterias son gruesas y flexibles. Estas paredes gruesas ayudan a proteger las arterias contra los daños que puede producir una presión elevada. Las arterias se hacen más y más pequeñas a medida que se alejan del corazón. En su punto más pequeño, las arterias se convierten en capilares.

- **Capilares**

Los capilares conectan las arterias con las venas. Los capilares son los vasos sanguíneos más pequeños y llevan la sangre desde y a cada célula de su cuerpo. Un cuerpo adulto cuenta con trillones de células. Las paredes de los capilares son tan finas que el oxígeno y los nutrientes pueden atravesarlas para pasar a las células del cuerpo. Los productos de desecho y el dióxido de carbono de las células también pueden pasar por las paredes de los capilares de vuelta al torrente circulatorio.

- **Venas**

Los capilares se hacen cada vez más gruesos cuando dejan cada célula y se convierten rápidamente en venas. Las venas transportan la sangre pobre en oxígeno de vuelta a su corazón. Al llevar sangre sin oxígeno, las arterias parecen azules. Las paredes de las venas son mucho más delgadas que las paredes de las arterias—no tienen necesidad de ser tan gruesas ya que la sangre circula por las venas a baja presión.



1.3.2 LOS VASOS SANGUINEOS MÁS GRANDES.

LA VENA CAVA.

Las dos venas más grandes del cuerpo son la vena cava inferior y la vena cava superior (Figura 4). Estas dos venas vierten la sangre en la aurícula derecha del corazón:

- La vena cava superior devuelve la sangre de la parte superior del cuerpo al corazón.
- La vena cava inferior devuelve la sangre de la parte inferior del cuerpo al corazón.

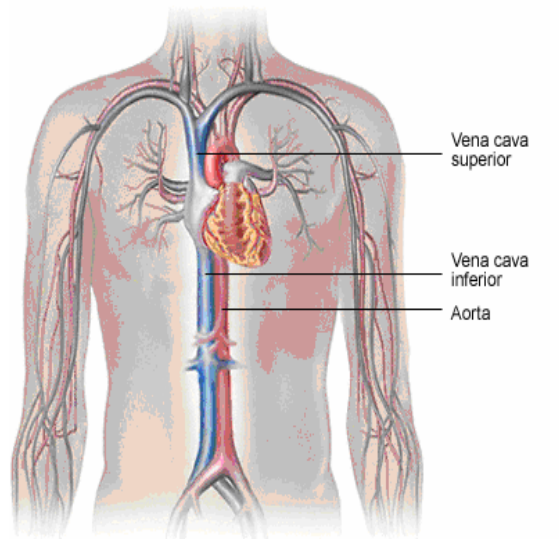


FIG. 4

LA AORTA.

La aorta es la arteria más grande del cuerpo (Fig. 5). Sale directamente del ventrículo izquierdo del corazón. El ventrículo izquierdo bombea la sangre desde el corazón por la válvula aórtica en la aorta. Todas las demás arterias mayores salen de la aorta y llevan sangre al resto de su cuerpo.

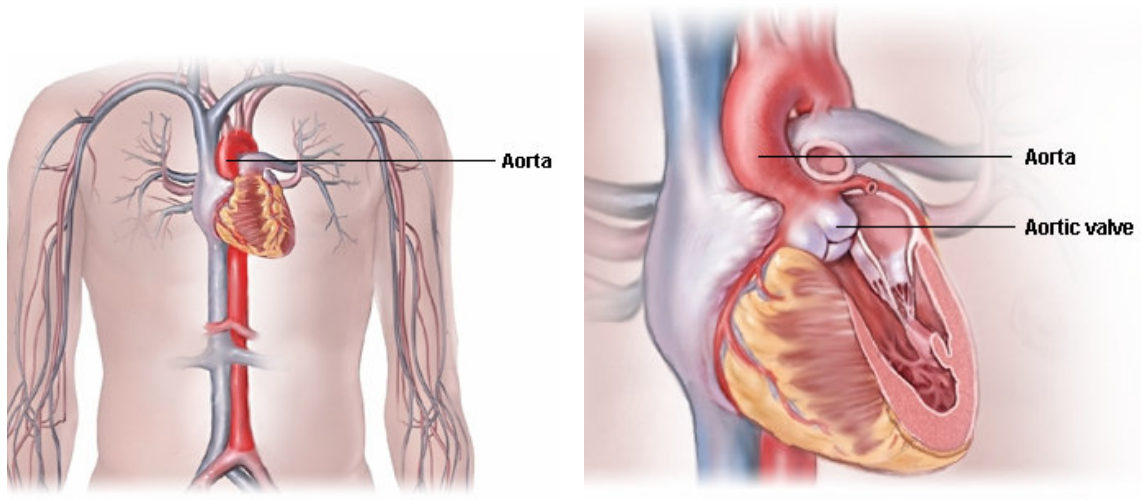
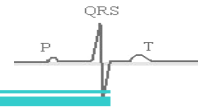
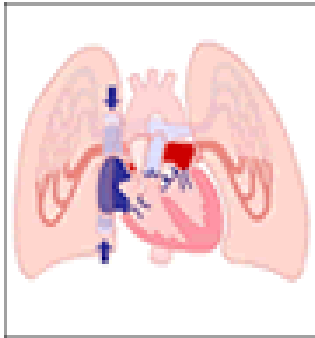


FIG. 5



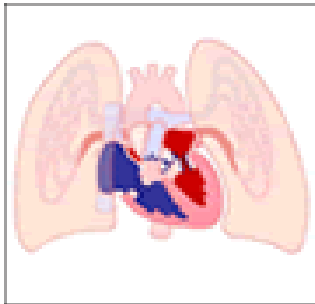
1.4 FLUJO SANGUINEO POR EL CORAZÓN Y PULMONES

Todas las partes del corazón, como las cavidades y las válvulas, trabajan en estrecha colaboración para garantizar que la sangre siempre fluya por el mismo camino hacia el corazón y sus pulmones.



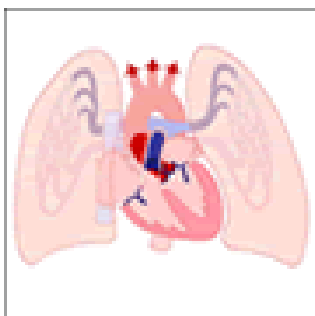
PASO 1. La sangre retorna al corazón desde el cuerpo y los pulmones.

- La sangre pobre en oxígeno procedente del cuerpo entra en la aurícula derecha.
- Al mismo tiempo, la sangre rica en oxígeno de los pulmones entra en la aurícula izquierda.



PASO 2. La sangre pasa de las cavidades superiores a las cavidades inferiores.

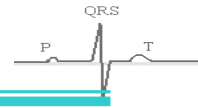
- La sangre fluye desde la aurícula derecha hacia el ventrículo derecho.
- Al mismo tiempo, la sangre fluye desde la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.



PASO 3. La sangre se bombea de nuevo hacia los pulmones y el cuerpo.

- El ventrículo derecho bombea la sangre desde su corazón hasta los pulmones, donde la sangre se enriquece con oxígeno.
- Al mismo tiempo, el ventrículo izquierdo bombea la sangre — de nuevo llena de oxígeno — fuera del corazón hacia el cuerpo.

La sangre pasa por cada una de las cavidades una vez a su paso por el corazón, primero por el lado derecho del corazón y después por el lado izquierdo.



1.4.1 ¿QUE HACE QUE LA SANGRE CIRCULE?

La sangre no circula por sí misma, el músculo que forma a las cavidades del corazón trabaja duro para mantener la sangre en movimiento. Las cavidades se relajan y se expanden para permitir que la sangre entre en ellas. Después se cierran y contraen para ayudar a impulsar la sangre hacia fuera. Cuando una cavidad está relajada o expandida está en *diástole*. Cuando una cavidad está contraída o pequeña está en *sístole*.

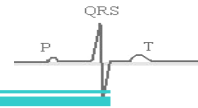
1.5 COMPLICACIONES DEL CORAZÓN

El corazón está provisto de válvulas que garantizan el paso de la sangre en un solo sentido. Si las válvulas no se abren del todo o no se cierran por completo, se está frente a una valvulopatía. Las válvulas dañadas pueden ser reparadas o sustituidas. Por último, aunque el corazón esté sano, las lesiones de los vasos sanguíneos pueden causar trastornos. El tratamiento de las afecciones cardiocirculatorias ha mejorado de manera significativa en los últimos treinta años, debido en gran parte a la mejora de las técnicas quirúrgicas y a los métodos de diagnóstico. Sin embargo, en demasiados casos, la primera manifestación de un problema grave es una incapacidad permanente o incluso la muerte súbita. Dado que hay varios tipos de enfermedades cardiocirculatorias evitables, los médicos resaltan cada vez más la importancia de la prevención y de un estilo de vida sano.

1.5.1 ARRITMIA CARDIACA: MUERTE SÚBITA O REPENTINA

¿Que es la arritmia? ¿Cómo ocurre? ¿Cómo se le puede diagnosticar?

Si el corazón a veces late demasiado rápido o demasiado lento o causa palpitaciones, se sufre de arritmia. Existen muchos tipos de arritmia, los cuales producen una amplia gama de síntomas y consecuencias personales. Quizás la mejor manera de comprender la arritmia es ver primero como se produce un latido cardíaco. La cadena de eventos que conduce a un latido cardíaco comienza en una de las cámaras superiores del corazón, la aurícula derecha, en la cual se encuentra un tejido cardíaco especial llamado nódulo sinusal. El nódulo sinusal o S.A. funciona como el marcapaso natural del corazón enviando un impulso eléctrico el cual estimula a ambas aurículas. La señal eléctrica después viaja a otro grupo de células llamada nódulo Aurículo--Ventricular o nódulo A.V., en el cual se detiene por una fracción de segundo, permitiendo a las cámaras auriculares, contraerse y circular sangre a los ventrículos.



El impulso eléctrico viaja, después, a través de fibras especiales en los músculos de los ventrículos, estimulándolos y haciéndolos contraer para enviar la mayor parte de la sangre en esas cámaras al corazón. La señal eléctrica se apaga entonces y un nuevo impulso parte del nódulo S.A. En un corazón adulto normal esta serie de eventos se repite de 60 a 100 veces por minuto, formando lo que se conoce como ritmo sinusal normal.

Causa de la arritmia

- ➡ Anormalidad en la formación de señales eléctricas.
- ➡ Anormalidad en la manera en la cual viajan estas señales.

La arritmia ocurre cuando existe una anormalidad en la manera como se generan o como viajan estos impulsos a través del corazón. A pesar de que, literalmente, arritmia significa sin ritmo; este termino se refiere a cualquier otro ritmo cardiaco distinto al ritmo sinusal normal.

Un latido cardiaco normal requiere la formación de un impulso eléctrico por un nódulo S.A. en la aurícula derecha, pero a veces por una variedad de razones el nódulo S.A. comenzará a descargar estos impulsos a una velocidad anormal, resultando una arritmia que hará que el corazón lata muy rápido o muy lentamente.

A la arritmia que causa latidos cardiacos anormalmente rápidos, más de 100 latidos por minuto, se le conoce como Taquicardia. A la arritmia que causa latidos anormalmente lentos se le conoce como Bradicardia. En algunas circunstancias otras áreas del corazón adquieren la función del nódulo S.A. y comienzan a enviar sus propias señales eléctricas; los impulsos de estos marcapasos anormales no siguen la ruta eléctrica normal, conduciendo a una arritmia que altera la manera normal en la cual se contrae el corazón; algunos de estos marcapasos son capaces de enviar cientos de señales por minuto produciendo contracciones cardiacas sumamente rápidas. Otros tipos de arritmias son causados por anomalías que alteran la manera en la cual un impulso formado normalmente atraviesa el corazón, en algunos casos impulsos normales son enviados por el nódulo S.A., pero su transmisión a las cámaras inferiores del corazón se retrasan de manera anormal resultando la Bradicardia, un ritmo demasiado lento.

A veces la señal normal puede ser completamente obstruida en algún punto del sistema de conducción; cuando esto ocurre, el marcapaso anormal, del cual hablamos con anterioridad, comenzara a enviar señales para estimular las cámaras inferiores.

En otros casos la presencia de un tejido o fibras de conducción anormales causan que las señales se desvíen. Estas arritmias pueden causar que algunas áreas del corazón se



contraigan demasiado temprano o demasiado tarde. Existe un sinnúmero de alteraciones que pueden causar una falla en el sistema de conducción eléctrica del corazón y producir una arritmia. Algunas arritmias causan pocos o ningún síntoma y tienen efecto mínimo en la eficacia del bombeo del corazón especialmente cuando duran muy poco tiempo. Por ejemplo unos cuantos latidos anormales o un latido prematuro o ausente puede sentirse como una sensación de temblor o palpitación en el pecho pero sin ninguna otra consecuencia. En realidad muchos adultos sanos sufrirán de tales arritmias cortas de vez en cuando, pero otras arritmias especialmente cuando duran minutos, o incluso, horas pueden tener consecuencias más serias. Estas arritmias pueden reducir seriamente la cantidad de sangre que el corazón bombea al cuerpo. Esto puede resultar en una amplia gama de síntomas tales como falta de aire, mareo, dolor de pecho, fatiga o cansancio. Si duran lo suficiente, algunos tipos de arritmia pueden eventualmente conducir a pérdida de conocimiento, paro cardíaco total o incluso la muerte. El diagnóstico de arritmia se hace utilizando uno o mas procedimientos que proveen una grabación de la actividad eléctrica del corazón. Muchas arritmias pueden ser documentadas por medio de un Electrocardiograma (E.C.G.) de reposo estándar, pero si la arritmia viene y se va y no dura mucho tiempo, puede estar ausente cuando se efectúe la grabación. En general la arritmia debe causar síntomas o poner al paciente en riesgo de otras arritmias o complicaciones más serias antes de que se requiera tratamiento. Es también importante recordar que así como hay muchos tipos de arritmia, también existen muchas distintas maneras de tratar la arritmia. Si usted necesita tratamiento, se le explicara las opciones disponibles para usted y también se discutirá los riesgos y beneficios potenciales de cada tipo de tratamiento. Con pocas excepciones existen ahora maneras efectivas de tratar hasta las más serias arritmias y toda razón indica que cabe esperar tratamientos incluso mejores en un futuro cercano.

1.5.2 PRESIÓN ARTERIAL.

La *presión arterial* es la fuerza con la que la sangre presiona contra las paredes de las arterias. La fuerza es mayor cuando el corazón se contrae y menor cuando el corazón se relaja. La fuerza también es mayor en las arterias y menor en las venas.

La tensión arterial normal de un adulto es de "120 sobre 80" o 120/80.

¿Qué significan estos valores?

- El número mayor (el número superior) indica la tensión cuando el corazón se contrae o late. Este valor es la *presión sistólica*.



- El número menor (el número inferior) indica la tensión cuando su corazón se relaja entre los latidos. Este valor es la *presión diastólica*.

La tensión arterial indica el esfuerzo con el que trabaja su corazón. Si uno o ambos valores son más altos de lo normal, sufre de hipertensión².

1.5.3 PROBLEMAS EN LA CAPACIDAD DE BOMBEO DEL CORAZÓN.

Insuficiencia cardiaca

La insuficiencia cardiaca es un cuadro médico común y serio. La insuficiencia cardiaca no hace que el corazón deje de funcionar repentinamente. La insuficiencia cardiaca se desarrolla lentamente a medida que el músculo del corazón se debilita. La "insuficiencia" se refiere a la imposibilidad del corazón de bombear suficiente sangre para cubrir las necesidades del cuerpo.

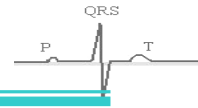
Todas las personas con insuficiencia cardiaca tienen una cosa en común: sus corazones no bombean con la fuerza que deberían, de modo que la sangre no circula como sería deseable. En otras palabras, la función de bombeo es insuficiente.

Generalmente, el organismo trata de compensar cualquier problema físico, incluyendo una función de bombeo reducida. En ocasiones, la respuesta del organismo ayuda a corto plazo, pero suele causar problemas aún mayores a largo plazo. Debido a ello, la insuficiencia cardiaca es progresiva, es decir, que empeora con el paso del tiempo. Los médicos tratan de frenar la progresión y de reducir los síntomas de la insuficiencia cardiaca.

Problemas que puede causar la insuficiencia cardiaca

- **Flujo de sangre inadecuado hacia los tejidos.** Cuando la sangre fluye hacia los tejidos de forma inapropiada, puede sentirse fatigado y con falta de aliento, lo que puede producir una frecuencia cardiaca más elevada.
- **Flujo de sangre inadecuado hacia los riñones.** Si los riñones no reciben sangre suficiente, puede sufrir retención de líquidos, hinchazón e hipertensión. Todos estos problemas hacen que el corazón tenga que trabajar aún más duro.

² Hipertensión significa que su corazón está trabajando en exceso para impulsar la sangre por las arterias.



- **Liberación de hormonas.** Si su organismo libera determinadas hormonas, su presión arterial puede aumentar, haciendo que el corazón tenga que trabajar más.
- **Agrandamiento del corazón.** Si el corazón se agranda, la temporización y la coordinación de sus latidos cardiacos puede interrumpirse, causando aún más problemas en la función de bombeo.

1.5.4 PATOLOGIA DE ARTERIAS CORONARIAS Y ATAQUE CARDIACO

El corazón tiene sus propios vasos sanguíneos, llamados arterias coronarias, que transportan la sangre rica en oxígeno hacia las paredes del corazón. ¿Qué ocurre cuando un vaso obstruido interrumpe el flujo sanguíneo hacia el músculo cardiaco?

- Un ataque de corazón ocurre cuando una parte del músculo cardiaco se daña de forma permanente.
- Los tejidos cardiacos no reciben suficiente sangre rica en oxígeno.

La gravedad de un ataque de corazón depende de qué cantidad del músculo del corazón haya sido lesionada y de cuánto tiempo ha permanecido el músculo sin oxígeno. Si ha sufrido un ataque cardiaco, tiene una probabilidad cinco veces mayor de desarrollar una insuficiencia cardiaca.

Hipertensión

La hipertensión tiene dos efectos primarios:

- Una mayor presión en los vasos debido al estrechamiento de los mismos
- El corazón debe trabajar más para bombear contra esta presión elevada

Su organismo puede tolerar la hipertensión durante un determinado tiempo, pero en exceso puede producir:

- el agrandamiento del corazón
- el engrosamiento del músculo cardiaco

Si sufre de hipertensión tiene una probabilidad dos veces mayor de desarrollar una insuficiencia cardiaca.



Patología valvular

Las válvulas del corazón controlan el flujo de sangre que sale del corazón. En ocasiones, las válvulas no son normales:

- Un estrechamiento de las válvulas produce un retorno de la sangre.
- El cierre incorrecto de las válvulas permite que la sangre vuelva al corazón.

Con el paso del tiempo, este flujo sanguíneo ineficaz produce cambios físicos en el tamaño y en la forma del corazón.

Agrandamiento del corazón

Cuando el corazón se agranda, puede debilitar el músculo cardíaco y hacer que bombee con menos fuerza. Las causas del agrandamiento del corazón pueden ser el abuso de drogas, el abuso de alcohol o infecciones víricas.

Otros aspectos

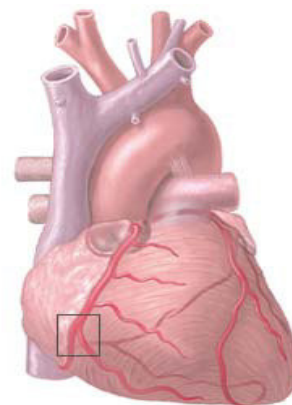
Existen otros dos factores que pueden contribuir a la aparición de una insuficiencia cardíaca:

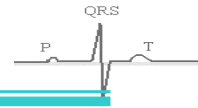
- **Diabetes.** La diabetes está ligada a la obesidad, a la hipertensión y a la patología de las arterias coronarias. Estas condiciones también pueden contribuir al desarrollo de la insuficiencia cardíaca.
- **Abuso de alcohol.** El consumo excesivo de alcohol puede dañar el músculo cardíaco y producir hipertensión, que también es un factor de riesgo de la insuficiencia cardíaca.

ENFERMEDAD DE LAS ARTERIAS CORONARIAS.

En la enfermedad coronaria, las arterias coronarias se estrechan o bloquean por una acumulación gradual de grasa (colesterol) dentro de las paredes arteriales, lo que provoca una reducción del flujo de sangre al músculo cardíaco. Esta acumulación de grasa recibe el nombre de “placa aterosclerótica” o simplemente “placa.”

Un ataque cardíaco es el resultado de una obstrucción total de una arteria que puede lesionar el músculo cardíaco. Por fortuna, muchos de los factores que contribuyen a las enfermedades cardíacas pueden controlarse modificando el estilo de vida.





Cuando el flujo está notablemente reducido y el músculo cardíaco no recibe sangre suficiente para hacer frente a sus necesidades, pueden aparecer síntomas graves tales como dolor torácico (angina de pecho), ataque cardíaco (infarto de miocardio) o alteraciones del ritmo (arritmias).

CAUSAS Y FACTORES DE RIESGO DE UN ATAQUE CARDIACO.

Muchos estudios clínicos han identificado factores que aumentan el riesgo de enfermedad coronaria y de ataque de corazón. Algunos de estos factores de riesgo, como el ser varón o el tener una historia familiar de enfermedad del corazón, no se pueden modificar. Sin embargo, otros factores de riesgo se pueden cambiar y se puede reducir en gran medida el riesgo de un individuo de sufrir una cardiopatía. Se deberán seguir las recomendaciones del médico en cuanto a estos factores.

Tabaquismo: El riesgo de cardiopatía para los fumadores es más del doble que en los no fumadores. Cuando una persona deja de fumar, independientemente de cuánto haya fumado antes, se reduce rápidamente el riesgo de enfermedad del corazón.

Tensión arterial alta: Para las personas con la tensión alta es importante aunar esfuerzos con el médico para reducirla. Una dieta adecuada, perder peso, hacer ejercicio regularmente, restringir la ingesta de sodio y el empleo de medicamentos, son las medidas que pueden ser necesarias para reducir la presión arterial a niveles normales.

Otros factores de riesgo:

- Dieta rica en grasa/ rica en colesterol.
- Antecedentes familiares de enfermedad de las arterias coronarias
- Diabetes
- Falta de ejercicio
- La obesidad (tener sobrepeso)
- El estrés



SINTOMAS DE ATAQUE CARDIACO.

El síntoma típico de un ataque cardíaco es el dolor en el pecho que no se alivia con el reposo y a menudo se extiende o se irradia por el tórax a los brazos, el cuello, los hombros o la mandíbula. Sin embargo, algunos pacientes pueden notar únicamente malestar o presión en el pecho, con o sin otros síntomas como falta de aire, palpitaciones, desmayo, fatiga, sudoración o náuseas. A diferencia de los hombres, es más probable que las mujeres experimenten cansancio o náuseas antes del ataque cardíaco. Ellas también pueden sentir dolor en la parte alta del abdomen y en el pecho, e incluso en la espalda, el cuello o la mandíbula. Cualquiera que sea la naturaleza del dolor, no es necesario que éste sea obvio o muy fuerte para que se pueda tratar de un ataque cardíaco inminente. De hecho, un dolor manifiesto es mejor aviso de un ataque cardíaco que un malestar o síntomas parecidos al ardor de estómago, que fácilmente se pueden ignorar o malinterpretar como indigestión.

1.5.5 ENFERMEDAD VASCULAR PERIFÉRICA

La enfermedad vascular periférica está causada por las mismas placas ateroscleróticas que causan la enfermedad coronaria arterial. Con frecuencia, la aterosclerosis no se limita a una sola arteria sino que también afecta a las arterias de otras regiones del organismo. Algunas de las zonas periféricas afectadas con más frecuencias son las arterias de las piernas, los brazos, los riñones y la nuca. Algunos pacientes pueden padecer ambas enfermedades, enfermedad coronaria y enfermedad vascular periférica. A medida que se endurece el tapizado interno de la arteria debido a la formación de la placa aterosclerótica, se va estrechando el vaso sanguíneo de forma progresiva y se reduce el flujo de sangre. Por tanto, los síntomas que van a aparecer dependerán de la arteria afectada y de la severidad en la reducción del flujo de sangre.

Algunos de los síntomas que el paciente puede referir en las zonas afectadas son:

- Claudicación (dolor sordo, como si fueran calambres en las caderas, los muslos y en las pantorrillas)
- Dolor en las nalgas
- Hormigueo o adormecimiento de las piernas, los pies o los tobillos
- Cambios en el color de la piel (manchas descoloridas, azuladas o rojizas)
- Cambios en la temperatura de la piel, sensación de frío
- Impotencia
- Infecciones / heridas que no se curan.



1.6 TRASTORNOS EN RITMO CARDIACO.

1.6.1 BRADICARDIA

Un corazón sano normalmente late de 60 a 80 veces por minuto. Con esta frecuencia, el corazón bombea unos 5 litros de sangre por todo el cuerpo cada minuto. Sin embargo, si la frecuencia de las señales es demasiado lenta, las cavidades del corazón no se contraen el número suficiente de veces como para suministrar la cantidad adecuada de sangre y de oxígeno al organismo. Esta situación se denomina bradicardia.

La bradicardia puede afectar desde personas muy jóvenes a las más avanzadas en edad, aunque es mucho más frecuente diagnosticarla entre los ancianos. Más de 600.000 personas al año en todo el mundo reciben tratamiento para la bradicardia.

SINTOMAS TIPICOS DE LA BRADICARDIA.

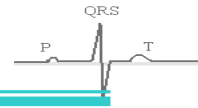
Los síntomas típicos de la bradicardia son cansancio, sensación de falta de aire y mareo. Incluso las actividades diarias, como levantarse de una silla o recoger el correo del buzón, pueden dejarles sin aliento. A menudo, los síntomas de la bradicardia aparecen de forma paulatina, por lo que mucha gente cree que "sólo están cansados" o "haciéndose viejos" y no que sufren una enfermedad del corazón

CAUSA DE LA BRADICARDIA

Las causas más comunes de la bradicardia son los problemas en el nodo S-A o un problema en las vías de conducción eléctrica del corazón. Estos problemas tienen como resultado un latido cardíaco que no satisface las necesidades del organismo. Para aclarar esta idea, pensemos en cómo funciona un auto. Si el acelerador está roto, el motor no puede recibir la cantidad de combustible suficiente como para mover el coche a la velocidad que deseamos. De la misma manera, si el sistema eléctrico del corazón no funciona con normalidad, el organismo quizá no esté recibiendo el combustible extra que necesita para mantener su actividad.

TRATAMIENTO DE BRADICARDIA.

La bradicardia generalmente se trata con un marcapasos. Un marcapasos modifica la frecuencia cardiaca para ajustarla a las necesidades del cuerpo. El marcapasos envía señales muy parecidas a las señales normales del corazón. Dependiendo de cada situación en particular, un marcapasos puede:



- Sustituir las señales del nodo sinusal que llegan con retraso o se pierden en el camino entre la parte superior e inferior del corazón.
- Ayudar a mantener una secuencia temporal normal entre las partes superiores e inferiores del corazón
- Garantizar que las cavidades inferiores del corazón, críticas para su funcionamiento, siempre se contraigan con una frecuencia adecuada.

1.6.2 PROBLEMAS CON EL NODO S-A

A veces, el marcapasos biológico del corazón deja de funcionar correctamente. El nodo S-A no transmite las señales eléctricas con la frecuencia suficiente, provocando que el corazón se contraiga menos veces de lo que debiera. Un latido cardíaco lento generalmente es inferior a 60 latidos por minuto (lpm)

1.6.3 PROBLEMAS CON LA VIA DE CONDUCCION ELECTRICA

ENTRE LA PARTE SUPERIOR E INFERIOR DEL CORAZÓN

(BLOQUEO CARDIACO)

También pueden ocurrir problemas con la vía de conducción eléctrica entre las partes superior e inferior del corazón. Las señales eléctricas pueden retrasarse en el nodo A-V o puede que no lleguen a los ventrículos en conjunto. Esta situación se denomina bloqueo cardíaco. Aunque la parte inferior del corazón tiene un sistema de reserva biológico que puede emitir sus propias señales eléctricas, éstas a menudo son demasiado lentas. En definitiva, habitualmente el bloqueo cardíaco significa que los ventrículos bombean demasiado lentamente aún en el caso de que el nodo S-A esté enviando señales eléctricas más rápidas en un intento de incrementar la frecuencia cardíaca.

El bloqueo cardíaco también puede producir una falta de sincronización AV. Si existe una mala coordinación entre las contracciones de la parte superior y la inferior del corazón, los ventrículos no se llenarán suficientemente de sangre antes de bombearla. El médico denomina a esta situación asincronismo.



1.6.4 TAQUICARDIA.

Los ritmos del corazón anormalmente rápidos se llaman taquiarritmias. Los médicos hablan de dos tipos de alteración en relación con los ventrículos del corazón: Taquicardia Ventricular y Fibrilación Ventricular.

Las taquiarritmias ocurren en personas de cualquier edad, desde jóvenes hasta ancianos. Los estudios han demostrado que la **TV**³ a menudo se produce en quienes tienen una lesión por un ataque de corazón, una cirugía cardíaca u otras enfermedades. Algunas personas con trastornos hereditarios del corazón también sufren las **TV**. A veces la **TV** afecta a individuos sin antecedentes de enfermedad cardíaca. Otras veces la **TV** puede tornarse en **FV**⁴, que es un trastorno del ritmo cardíaco con una mortalidad muy alta. La **FV** puede conducir a un paro cardíaco y, en última instancia, a la muerte súbita.

TAQUICARDIA VENTRICULAR

Las señales eléctricas del corazón pueden proceder de la cavidad inferior del corazón (el ventrículo) en vez de su localización correcta en la aurícula derecha, en el nodo SA. Esto origina un tipo de arritmia denominada taquicardia ventricular (**TV**). La **TV** puede hacer que el corazón lata muy deprisa. Como resultado, uno puede sentir como si el corazón latiera a saltos, se agitara. Debido a que el corazón late más deprisa, bombea menos sangre. Entre un latido y otro no hay tiempo suficiente para que el corazón se llene de sangre. Si este latido rápido del corazón persiste, puede que el cerebro y el organismo no reciban suficiente sangre ni oxígeno. Los pacientes pueden experimentar mareos, confusión, manchas oscuras temporales en el campo visual y desvanecimientos. Finalmente, es posible perder el conocimiento y el corazón puede pararse (sufrir un paro cardíaco).

CAUSA DE TAQUICARDIA

Una causa común de taquicardia aparece si la señal eléctrica del corazón se origina en los ventrículos, en lugar de en el nodo S-A. Los impulsos eléctricos generados de forma espontánea en los ventrículos interfieren con los impulsos eléctricos originados en el nódulo S-A.

³ T.V. Taquicardia Ventricular.

⁴ F.V. Fibrilación Ventricular.

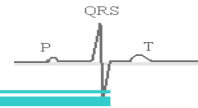


1.6.5 FIBRILACIÓN VENTRICULAR.

Otro tipo de arritmia es la fibrilación ventricular (*FV*). La *FV* se puede originar en distintas localizaciones de los ventrículos, cada una de ellas intentando enviar la señal para que lata el corazón. En esta situación, el corazón late mucho más rápido de lo normal, a veces a más de 300 latidos por minuto. Las cavidades inferiores vibran en lugar de contraerse y bombean muy poca sangre desde el corazón al resto del cuerpo. Si el corazón está en *FV*, el paciente puede perder el conocimiento muy rápidamente. El paciente no suele recordar nada de lo sucedido inmediatamente antes o durante el episodio. Si los ritmos rápidos e irregulares del corazón se prolongan en el tiempo, puede ser que el cuerpo no reciba suficiente aporte de oxígeno a través de la sangre. Sin oxígeno, el cerebro y los tejidos corporales no pueden funcionar con normalidad y pueden perecer.

1.6.6 FIBRILACIÓN AURICULAR

La fibrilación auricular (*FA*) es un tipo de taquicardia – un ritmo cardíaco anormalmente rápido. En casos de *FA*, la frecuencia de los impulsos auriculares puede situarse entre 300 y 600 latidos por minuto (lpm). Estas señales irregulares y muy rápidas pueden causar numerosos problemas. En primer lugar, la aurícula en fibrilación no bombea de forma eficaz y una cierta cantidad de sangre puede permanecer en las aurículas con cada latido. La sangre acumulada puede coagular aumentando el riesgo de apoplejía. En segundo lugar, los impulsos frecuentes que provienen de las aurículas tratan de seguir la vía de conducción eléctrica hacia los ventrículos y hacen que estos se contraigan a la misma frecuencia. Afortunadamente, el nodo AV limita el número de señales que realmente alcanzan las cavidades inferiores, de modo que el corazón, normalmente, no se contrae con una frecuencia de 300 lpm. En cualquier caso, la *FA* puede acelerar el corazón y reducir la eficacia de bombeo. Al igual que otras formas de arritmia, la *FA* impide que el corazón pueda bombear sangre suficiente para cubrir las necesidades del cuerpo. A diferencia de la fibrilación ventricular, la fibrilación auricular generalmente no se considera un riesgo para la vida. Sin embargo, cuando la *FA* ocurre durante un periodo prolongado de tiempo puede producir una apoplejía o dañar los músculos del corazón. Las personas con *FA* tienen una probabilidad cinco veces mayor de experimentar una apoplejía que la población general.



CAUSAS Y FACTORES DE RIESGO DE FIBRILACIÓN AURICULAR.

Es difícil identificar las causas exactas de la fibrilación auricular. La hipertensión y la enfermedad coronaria arterial están asociadas a la FA, al igual que otras condiciones cardíacas y pulmonares, por ejemplo, afecciones en las válvulas cardíacas, enfermedad pulmonar crónica e insuficiencia cardíaca congestiva. Por otro lado, un corazón normal afectado por el alcohol, el estrés, la cafeína, infecciones graves o algunas drogas puede presentar FA. En algunos casos no se pueden identificar las causas que la originan.

SINTOMAS DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR.

Los síntomas de la fibrilación auricular pueden variar, de modo que no todas las personas sienten lo mismo durante la FA. Algunas personas con FA experimentan palpitaciones, una vibración o movimiento repentino en el pecho. Algunas veces el afectado puede sentirse mareado, fatigado o con falta de aire, ya que el corazón no está bombeando de forma eficaz durante el episodio de FA.



CAPITULO 2. ACTIVIDAD ELECTRICA DEL CORAZÓN

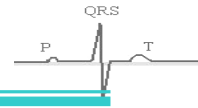
2.1 ACTIVIDAD ELECTRICA

El corazón es la bomba responsable, mediante sus latidos, del desplazamiento de la sangre a lo largo del sistema vascular, asegurando con ello el aporte de O_2 y nutrientes a los tejidos. El corazón de los vertebrados es miogénico, es decir, se contrae independientemente del sistema nervioso. Está dotado de un sistema especializado para: generar rítmicamente impulsos que causan la contracción rítmica del miocardio y conducir estos impulsos con rapidez a todas las células cardíacas.

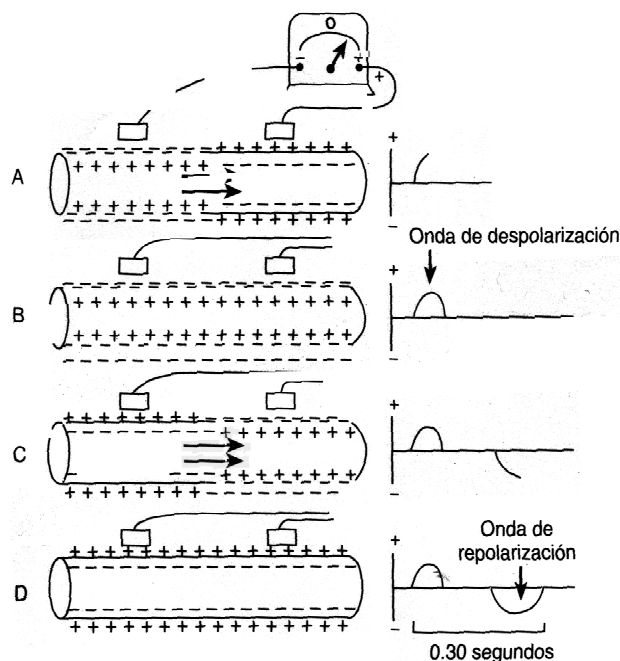
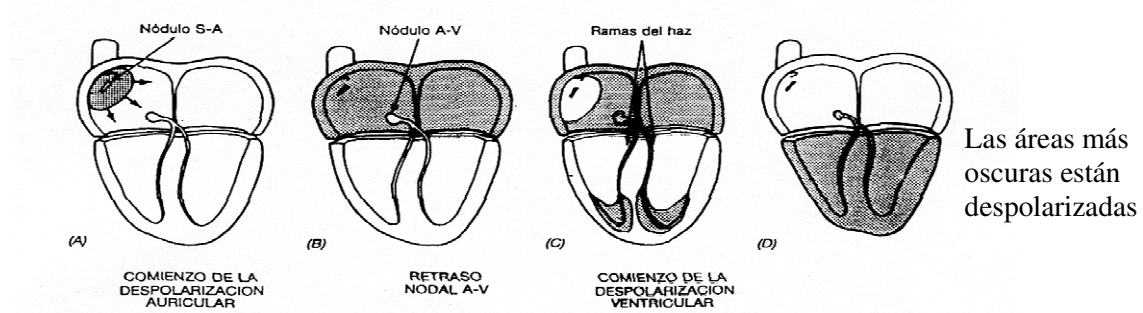
Un latido cardíaco consiste en una contracción (**sístole**), y una relajación (**diástole**), rítmicas y secuenciales de todo el músculo cardíaco. La contracción de cada célula está asociada a un **potencial de acción** (PA) en dicha célula. La producción de los potenciales de acción es debida a cambios 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 una 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. 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.



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.

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.

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 del cuerpo. Si se colocan unos electrodos sobre la piel a uno y otro lado del corazón, pueden registrarse las diferencias de voltaje, que son un reflejo de la actividad eléctrica del corazón en su funcionamiento habitual, registrarse fácilmente y analizarse después. El trazado de tales registros se conoce como **electrocardiograma (ECG)**.



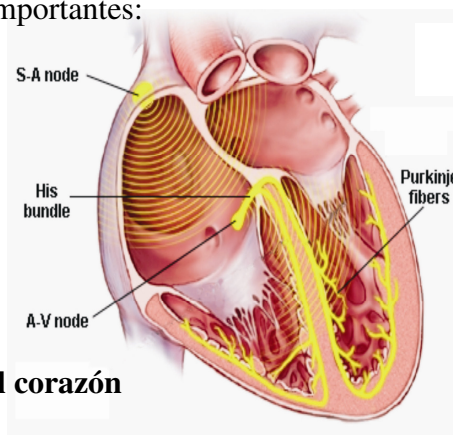
2.2 SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

El sistema eléctrico de su corazón controla la velocidad de su latido cardíaco. El sistema incluye una red de vías eléctricas similar al cableado eléctrico de su hogar. Las vías portan las señales eléctricas de su corazón. El movimiento de las señales hace que el corazón lata. Cuando funciona correctamente, el sistema eléctrico del corazón responde automáticamente según varíen las demandas de oxígeno del organismo. Acelera la frecuencia cardíaca al subir las escaleras, por ejemplo, y la reduce al dormir. Cuando su frecuencia cardíaca aumenta, significa que su corazón late más deprisa y su cuerpo recibe una mayor cantidad de sangre rica en oxígeno.

2.2.1 PARTES DEL SISTEMA ELÉCTRICO.

El sistema eléctrico del corazón tiene tres partes importantes:

- El nodo S-A (nodo sinusal)
- El nodo A-V (nodo auriculoventricular)
- El sistema His-Purkinje



- **El nodo S-A: El marcapasos natural del corazón**

El nodo S-A es un aglomerado de células especializadas en la aurícula derecha. Las células del nodo S-A son especiales ya que generan la electricidad que hace que el corazón lata. El nodo S-A normalmente produce 60-100 señales eléctricas por minuto — esta es su frecuencia cardíaca o su pulso. El nodo S-A se denomina el "marcapasos natural" del corazón ya que controla su frecuencia cardíaca.

- ***El nodo A-V: El puente eléctrico del corazón***

El nodo A-V es un aglomerado de células especializadas entre las cavidades superiores e inferiores del corazón (entre las aurículas y los ventrículos). Las células del nodo A-V son especiales ya que permiten el paso de la electricidad por ellas. Ninguna otra célula entre las aurículas y los ventrículos permite el paso de electricidad. De este modo, el nodo A-V es el "puente eléctrico" entre las aurículas y los ventrículos.



2.2.2 FRECUENCIA Y RITMOS CARDIACOS.

En una persona sana, el corazón late de manera sincronizada y regular; cuando se presentan algunos trastornos, los latidos cardíacos son irregulares o anormalmente rápidos o lentos. Estos trastornos del ritmo, denominados arritmias pueden corregirse generalmente con el empleo de fármacos o mediante la colocación de un marcapasos en el corazón para regular el latido cardíaco. El músculo cardíaco debe contraerse al unísono para que el corazón actúe eficazmente en su función de bombeo. El corazón tiene cuatro cámaras, a saber: aurículas izquierda y derecha, en la parte superior, y ventrículos izquierdo y derecho, en la parte inferior. Las válvulas dispuestas entre estas cámaras mantienen la sangre en movimiento según la dirección adecuada, y los impulsos eléctricos procedentes de un grupo de células situadas en la aurícula derecha permiten controlar la frecuencia y regularidad de las contracciones musculares. Estos impulsos eléctricos viajan a lo largo de unos músculos especializados que actúan como vías nerviosas y se ramifican en todas las direcciones de las cuatro cámaras del corazón. Si una parte de este complejo sistema de conducción está alterada, se producen trastornos del ritmo del latido cardíaco. Un latido cardíaco irregular y aislado se denomina extrasístole. Las irregularidades más persistentes del latido cardíaco reciben el nombre de arritmias cardíacas.

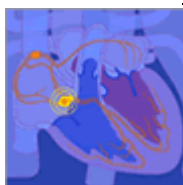
2.2.3 EL CAMINO QUE SIGUEN LAS SEÑALES ELÉCTRICAS.



PASO 1. El nodo S-A (marcapasos natural) genera una señal eléctrica.



PASO 2. La señal eléctrica sigue las vías eléctricas naturales pasando por ambas aurículas. El movimiento de la electricidad hace que las aurículas se contraigan ayudando a impulsar la sangre hacia los ventrículos.



PASO 3. La señal eléctrica llega al nodo A-V (puente eléctrico). Allí, la señal se detiene para dar tiempo a los ventrículos a llenarse con sangre.



PASO 4. La señal eléctrica se propaga por el sistema His-Purkinje. El movimiento de la electricidad hace que los ventrículos se contraigan e impulsen la sangre hacia sus pulmones y su cuerpo.



2.3 GENERACIÓN DE BIOPOTENCIALES.

El estudio de los biopotenciales y su registro ocupan un lugar importante en el campo de la bioinstrumentación. Se puede argumentar que el ejemplo clásico es el registro de la actividad eléctrica del corazón mediante el ECG. Esta sección comienza con una descripción general del origen celular de los biopotenciales y revisa algunos de los eventos generales que se pueden medir, y especialmente que tienen utilidad clínica.

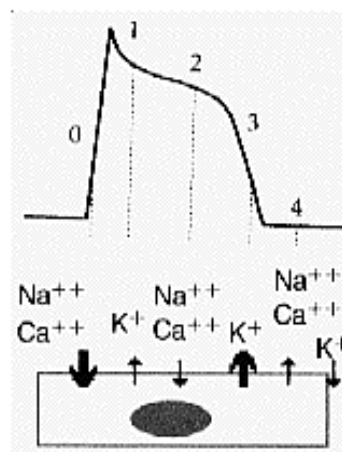
2.3.1 ACTIVIDAD ELÉCTRICA CELULAR.

La estimulación de una célula muscular aumenta la permeabilidad de su membrana produciendo una serie de cambios iónicos de ambos lados de dicha membrana. El registro de este fenómeno es una curva que se denomina **potencial de acción transmembrana** (PAT), que consta de las siguientes partes y fases que se pueden ver en la grafica :

Despolarización ("activación") o fase 0: Entrada súbita de Ca^{++} y Na^{++} al interior de la célula.

Repolarización ("recuperación"):

- Fase 1 e inicio de la fase 2: Persiste la entrada de Ca^{++} y Na^{++} y se inicia la salida de K^{+} al exterior de la célula.
- Final de la fase 2 y fase 3: La salida de K^{+} es máxima. Se inicia el restablecimiento del equilibrio iónico inicial.
- Fase 4: Se restablece el equilibrio iónico inicial mediante un mecanismo de transporte activo.



Potencial de acción transmembrana

La señal bioeléctrica es propia de los sistemas biológicos, su fuente es el potencial transmembrana, el cual ante ciertas condiciones puede variar para generar un potencial de acción. En mediciones sobre células aisladas, donde se utilizan microelectrodos como transductores, el potencial de acción es en si mismo la señal biomédica. En mediciones sobre grandes grupos celulares, donde, por ejemplo, se utilizan electrodos de superficie como transductores, el campo eléctrico generado por la acción de muchas células distribuidas en las vecindades de los electrodos constituye la señal bioeléctrica. Probablemente, las señales bioeléctricas sean las señales biomédicas mas importantes. El hecho que los sistemas biológicos mas importantes poseen células



excitables hace posible el uso de las señales bioeléctricas para estudiar y monitorear las principales funciones de estos sistemas. El campo eléctrico se propaga a través del medio biológico, y así el potencial puede adquirirse a distancia desde la superficie del sistema en estudio, eliminándose la necesidad de invadirlo. La señal bioeléctrica requiere un transductor relativamente simple para su adquisición. Se necesita un transductor porque la conducción eléctrica en el medio biológico se produce a través de iones, mientras que en el sistema de medición la conducción es mediada por electrones.

2.3.2 EL ORIGEN DE LOS BIOPOTENCIALES.

A través de las membranas que envuelven las células biológicas existen diferencias de potencial eléctrico. Muchas células poseen la capacidad de propagar cambios en dichos potenciales. Los nervios, músculos y células glandulares exhiben este fenómeno. Cuando tales células responden a un estímulo, el potencial eléctrico a través de su membrana exhibe una serie de cambios reversibles, llamado potencial de acción. Los potenciales de acción pueden ser registrados mediante electrodos apropiados, amplificación y una adecuada representación. A causa de que cada célula exhibe una actividad eléctrica característica, la medición de la misma ofrece importante información acerca del funcionamiento celular. A partir de este hecho, se desarrolló el registro clínico de las señales bioeléctricas, el cual se basa en la medición de la actividad eléctrica de grandes grupos celulares. Como las disfunciones usualmente se revelan en la señal bioeléctrica, se puede obtener mucha información de estos registros. En las membranas de casi todas las células del organismo hay potenciales eléctricos. Algunas células como las nerviosas y musculares son excitables, es decir capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes en sus membranas. Casi en todos los casos estos impulsos se pueden utilizar para transmitir señales a lo largo de las membranas nerviosas o musculares.

El estado de reposo

El potencial de reposo es el voltaje a través de la membrana de una célula no estimulada. Las células excitables se caracterizan por que mantienen continuamente un potencial eléctrico diferente entre el interior y el exterior celular. Este potencial de reposo se encuentra alrededor de un rango entre los -50mv a -100mv, el potencial de reposo de las grandes fibras nerviosas está cerca de los -90mv, mucho más negativo que en el del líquido intersticial en el exterior de la fibra. Las membranas celulares son muy delgadas y su espesor se encuentra alrededor de los 7 – 15nm, están compuestas por un



complejo lipoproteínico que es impermeable a las proteínas intracelulares y a los aniones orgánicos, en estado de reposo es de 50 a 100 veces más permeable a los iones de potasio que a los iones de sodio. Todas las membranas celulares poseen una bomba de sodio-potasio que impulsa sodio al exterior de la membrana y potasio hacia al interior, de esta forma se mueve más cantidad de cargas positivas al exterior que al interior, produciéndose así una carga negativa al interior de la célula y una positiva al exterior de la misma.

Bomba sodio - potasio

La hipótesis aceptada en la actualidad sostiene que la bomba de sodio y potasio (y otras bombas que requieren ATP) está formada por proteínas transmembrana que se extienden a través de ella. La proteína tiene centros de unión para el Na⁺ y el ATP¹ en su superficie citoplasmática y para K⁺ en su superficie externa. Después de una serie de cambios en su conformación son capaces de intercambiar sodio por potasio a través de la membrana celular. A diferencia de la difusión facilitada, parte de los cambios de conformación de la proteína durante el ciclo de bombeo requieren de la energía liberada por el ATP.

2.3.3 POTENCIAL DE NERNST

La fuerza electroquímica que permite a un ión cruzar la membrana es la diferencia entre el potencial de reposo y el potencial de equilibrio del ión. El potencial de equilibrio para un ión es el potencial en el que no hay un flujo neto de iones a través de la membrana. Se puede calcular el potencial de equilibrio para iones individuales usando la ecuación de Nernst, o para varios iones con la ecuación de Goldman. A mayor valor de cociente, mayor tendencia de los iones para difundir en esa dirección.

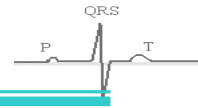
$$\text{Ecuación de Nernst: } E = \left(\frac{RT}{zF} \right) \ln \left(\frac{[S]_{ext}}{[S]_{int}} \right)$$

Donde: R es la constante de los gases, T es la temperatura absoluta, Z es el estado de oxidación del ión, F es la constante de Faraday, [S]_{ext} y [S]_{int} las concentraciones del ión extra e intracelulares respectivamente.

Ecuación de Goldman:

$$E = \left(\frac{RT}{zF} \right) * \ln \left(\frac{PK[K+]_{ext} + PNa[Na+]_{ext} + PCl[Cl-]_{ext}}{PK[K+]_{int} + PNa[Na+]_{int} + PCl[Cl-]_{int}} \right)$$

¹ A.T.P. Adenosina – Trifosfato, molécula que se encuentra en todos los seres vivos y constituye la fuente principal de energía utilizable por las células para realizar sus actividades



En esta se toma en cuenta las concentraciones y permeabilidad relativa (P) del K^+ , Na^+ y Cl^- , cuando la membrana es permeable a varios iones el potencial de acción depende de los siguientes factores

1. Polaridad de la carga eléctrica de cada ion
2. Permeabilidad de la membrana: la importancia de cada uno de los iones en la determinación del voltaje es proporcional a la permeabilidad de la membrana para ese determinado ion.
3. Las concentraciones respectivas: es decir un gradiente de concentración de iones positivos desde el lado interno al lado externo de la membrana origina electronegatividad en el interior.
4. El transporte activo de iones contra el gradiente electroquímico: tiene que ver con la permeabilidad de ciertos canales como lo son los canales de sodio y potasio a ciertos iones

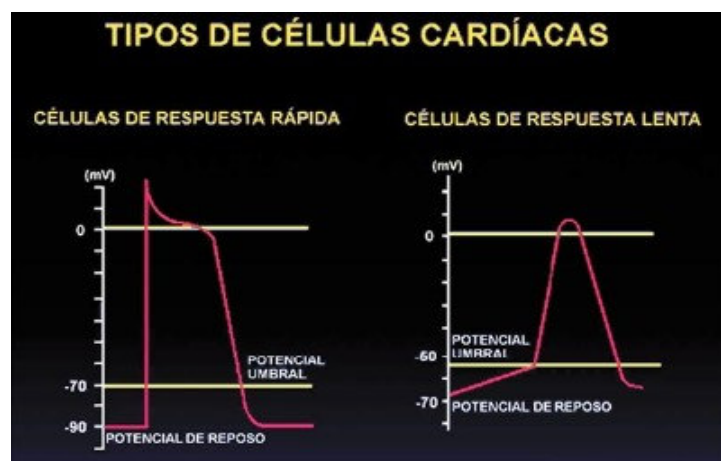
2.3.4 ELECTROFISIOLOGIA DE LAS CÉLULAS CARDIACAS

Tipos de células cardíacas

En el ámbito eléctrico del corazón podemos distinguir dos tipos de células:

- Células automáticas o de respuesta lenta, que suelen formar parte del sistema de conducción cardíaco.
- Células de trabajo o musculares o de respuesta rápida representadas por los miocitos². Las células de respuesta lenta, además de conducir el impulso eléctrico poseen la propiedad de generarlo de forma espontánea. Las células de respuesta rápida necesitan un estímulo externo que las active.

En la grafica se observa que las células de respuesta lenta poseen un potencial de reposo inestable que de forma automática va despolarizándose y al alcanzar el potencial umbral generan un



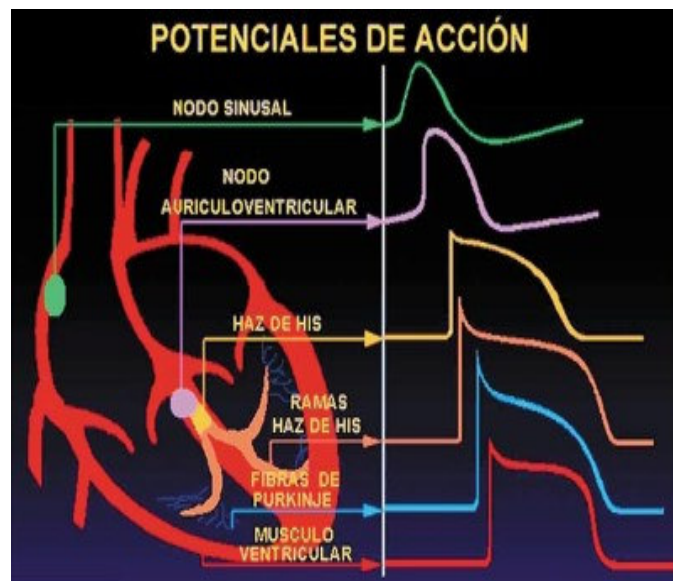
² Célula de tejido muscular.



potencial de acción que va a transmitirse a las células vecinas. Por el contrario, las células de respuesta rápida poseen un potencial de reposo estable, necesitan un estímulo externo que lo sitúe en el potencial umbral para posteriormente, siguiendo la “ley del todo o nada”, generar un potencial de acción que hará contraerse al miocito.

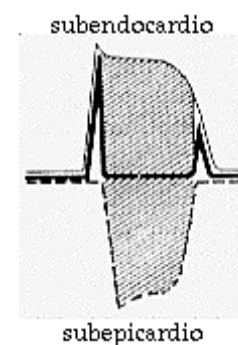
El nódulo sinusal es la estructura del sistema de conducción con pendiente de despolarización diastólica más rápida; sus células son las que antes alcanzan el potencial umbral y por ello, es en el nódulo sinusal donde se genera el potencial de acción que se distribuirá por todas las demás células. Es el marcapasos cardíaco normal.

En las enfermedades que afectan al nódulo sinusal y está alterado su automatismo, es el nodo aurículo-ventricular la estructura que toma el “mando eléctrico” del corazón. Ello es debido a que de entre todas las estructuras cardíacas, la velocidad de la pendiente de despolarización diastólica espontánea del nódulo ventricular, es la siguiente al nódulo sinusal.



2.3.5 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DE LAS CÉLULAS CARDIACAS

Se pueden definir dos zonas desde un punto de vista eléctrico: el subepicardio y el subendocardio. Ambas están separadas por lo que se denomina endocardio³. La zona subendocárdica es la primera que se despolariza y la última que se repolariza, y de esta manera el PAT del subendocardio se inicia antes y finaliza más tarde que el PAT del subpericardio. El ECG de superficie es la resultante de las dos curvas.



³ Endocardio, membrana delgada que recubre todo el interior de las cavidades del corazón, incluidas las válvulas y su musculatura, aísla la sangre de los tejidos cardíacos (miocardio) para evitar la formación de coágulos y trombos.



La despolarización o activación y la repolarización o recuperación de los miocitos pueden representarse como un vector con diferentes cargas en su cabeza (punta del vector) y en su cola (origen del vector).

La despolarización de las células cardíacas, que transforma en eléctricamente positivo su interior, puede representarse como un vector con la cabeza positiva y la cola negativa. Todo electrodo o derivación situado en un ángulo de 90° respecto a la cabeza vectorial, registrará una deflexión positiva, tanto más cuanto más coincida con la dirección del vector. Por el contrario, las derivaciones situadas a más de 90° de su cabeza registrarán una deflexión negativa. Este fenómeno es el responsable de la génesis del complejo *QRS* del ECG.

Las células una vez activadas, se recuperan hasta alcanzar las condiciones eléctricas de reposo; a este fenómeno se le denomina repolarización y puede representarse por un vector con polaridad opuesta al vector de despolarización. Este vector de repolarización presenta la cabeza cargada negativamente y la cola positiva y es el responsable de la génesis de la *onda T* del ECG. Esta es la explicación de que las derivaciones del ECG predominantemente positivas presenten ondas *T* positivas y las predominantemente negativas *ondas T* también negativas.

2.4 TECNICAS PARA MONITOREAR LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA

2.4.1 POSIBLES ALGORITMOS A IMPLEMENTAR.

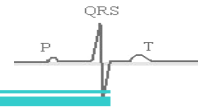
Tipos básicos de algoritmos que se pueden implementar para realizar el cálculo del período cardíaco:

- basados únicamente en amplitud:

Se toman las muestras correspondientes a más o menos un período cardíaco y se calcula un umbral de amplitud. Se leen las muestras siguientes y se considera como candidato QRS cuando las muestras superan este umbral de amplitud por un intervalo de tiempo previamente estimado.

- basados en la amplitud y la primera derivada:

1. Se forma un arreglo de muestras que abarque más o menos un período cardíaco y se calcula un umbral en amplitud como una fracción del máximo valor de este arreglo. Se calcula la primera derivada $y[n]=x[n+1]-x[n-1]$ y entonces se tiene un candidato QRS cuando tres puntos sucesivos en la primera derivada exceden un



umbral positivo y son seguidos, dentro de los próximos 100 ms, por dos puntos consecutivos que exceden un umbral negativo. Además, todos estos puntos deben superar el umbral de amplitud calculado anteriormente.

2. Se calcula un umbral en amplitud como antes. Se rectifica la señal de ECG:

$$\begin{aligned} y[n] &= x[n] && \text{si } x[n] > 0, \\ y[n] &= -x[n] && \text{en otro caso.} \end{aligned}$$

Luego, se la pasa por un limitador que lleva todo valor que se encuentre por debajo del umbral al umbral. La primera derivada es calculada para esta señal y un candidato QRS ocurre cuando un punto de la derivada cruza un umbral previamente fijado.

- basados únicamente en la primera derivada

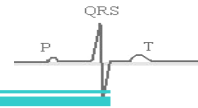
1. Se calcula la primera derivada considerando los vecinos con distancia 2 ponderándolos con un menor peso. El umbral para esta derivada es calculado como una fracción del máximo valor. El primer punto que excede este umbral es candidato como comienzo del QRS.

2. Se calcula la primera derivada y se busca el primer elemento de ésta que excede un umbral. Un posible candidato QRS se tiene cuando una de las próximas tres muestras también exceden el umbral.

- basados en la primer y segunda derivada

1. Se calculan la primer y segunda derivada y se toman sus valores absolutos. Se suman ambas haciendo una ponderación y se busca un término que supere un umbral preestablecido. Se tiene un candidato QRS cuando por lo menos 6 de los 8 términos siguientes exceden también el umbral.

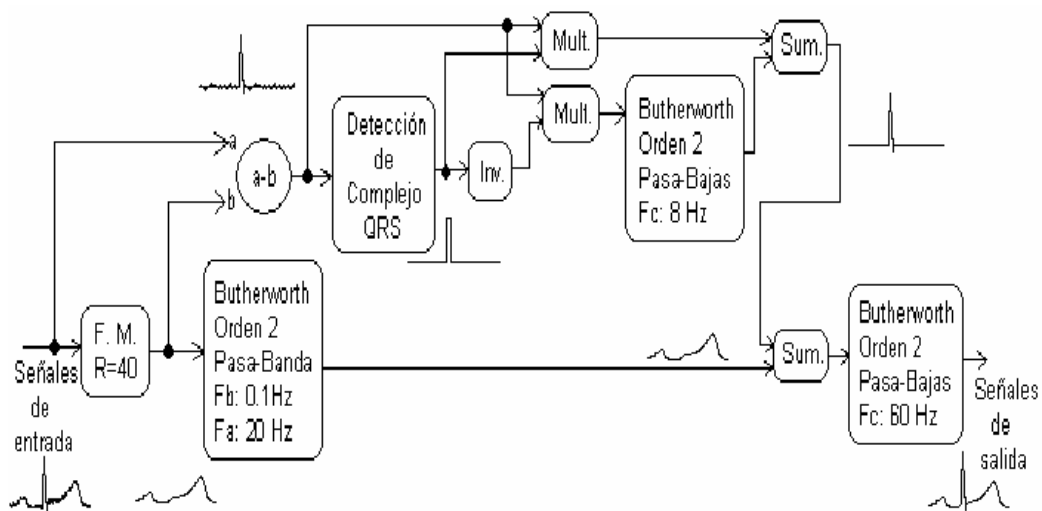
2. Se calcula la primera derivada, se toma el valor absoluto y se promedia cada término con sus vecinos. Se calcula la segunda derivada (a partir de x) y se toma el valor absoluto. Se suman ambas. Se toma un umbral primario y uno secundario (0.8 y 0.1 por el máx. respectivamente por ejemplo). Se tiene un candidato QRS cuando un elemento supera el umbral primario y los 6 siguientes superan el secundario.



Existen dos tipos de electrocardiógrafos, los estáticos y los que funcionan bajo actividad física durante las lecturas. Las señales cardiacas son de amplitud muy baja por lo que es indispensable el uso de amplificadores de instrumentación para su registro. En caso de contar con un paciente que se encuentra realizando esfuerzo físico, una etapa de filtrado propia de los electrocardiógrafos para pruebas estáticas no es suficiente. Por esta razón, la complejidad de los electrocardiógrafos para pruebas en esfuerzo es mayor con respecto a la de los electrocardiógrafos para pruebas estáticas. Para el procesamiento de la señales electrocardiográficas es necesario aplicar técnicas especiales debido a su morfología característica.

2.4.2 TECNICA DE IDENTIFICACIÓN Y ELIMINACIÓN TEMPORAL DEL QRS (TIETCQ)

Mediante la TIETCQ se separan las componentes de alta frecuencia (complejo QRS y ruido) de las de baja frecuencia (ondas P y T) en la señal cardiaca mediante un filtro de mediana. Para filtrar el ruido de alta frecuencia de la señal, se extrae el complejo QRS y se suma a las ondas P y T (previamente filtradas). La extracción del complejo QRS se realiza de manera confiable debido a que la señal que lo contiene está libre de componentes de muy bajas frecuencias.





CAPITULO 3. ELECTROCARDIOGRAFIA

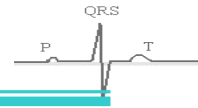
3.1 ANTECEDENTES

La electrocardiografía registra los potenciales eléctricos generados por el corazón. La actividad bioeléctrica cardíaca tiene su origen en la actividad bioeléctrica de cada una de las células musculares cardíacas. Esta actividad eléctrica produce la contracción rítmica del corazón. A su vez esta actividad electromecánica se produce según un orden estricto y siempre igual latido tras latido. Las células miocárdicas son excitadas por un estímulo eléctrico propagado por el haz de His y ramificaciones de Purkinje que distribuyen el impulso inicial según una secuencia que se explicará más adelante.

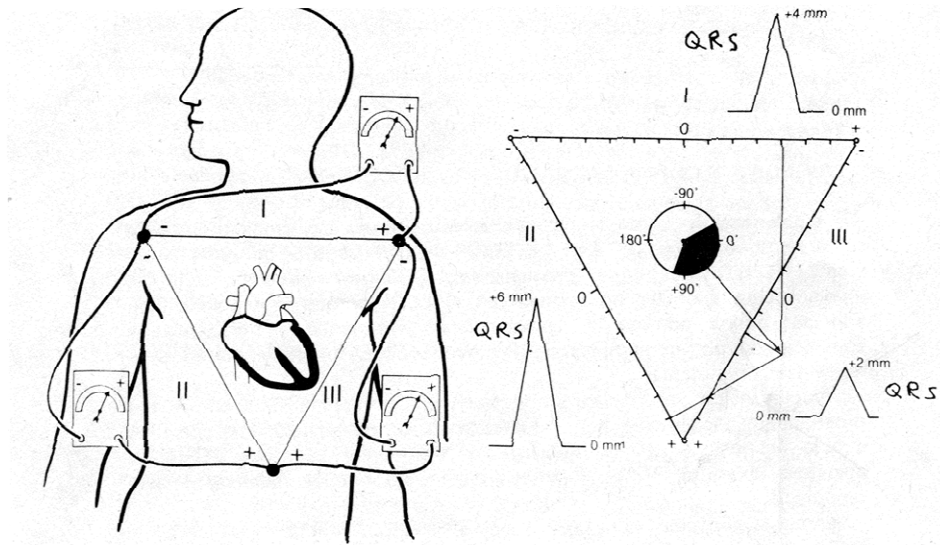
Willem Einthoven (1860-1927), médico holandés, recibió el Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1924 por la invención del electrocardiógrafo. Fue el primer investigador en crear procedimientos de diagnóstico basados en la electricidad liberada por órganos y tejidos. Nació el 22 de mayo de 1860 en Semarang. En 1870 se trasladó a Holanda y en 1885 se graduó en la Universidad de Utrecht. Fue profesor de Fisiología en la Universidad de Leiden desde 1886 hasta el final de su vida.

En esta última ciudad se interesó por los procedimientos de diagnóstico y en 1903 construyó el galvanómetro de alambre para medir la corriente producida por la actividad del corazón. El mecanismo básico de ese instrumento consiste en el uso de una cantidad muy pequeña de la corriente eléctrica producida por el latido del corazón para desviar un alambre metálico situado en un campo electromagnético. Midiendo la magnitud de ese desvío se calcula la magnitud de la corriente eléctrica. Einthoven siguió mejorando el galvanómetro y consiguió fabricar uno que ampliaba la desviación del alambre y permitía registrarla en una cinta de papel continuo, produciendo un electrocardiograma, es decir, un trazo gráfico de la actividad del corazón. Estudió electrocardiogramas de personas con corazones sanos y enfermos y descubrió que los diferentes tipos de enfermedades cardíacas tenían trazos característicos. Murió el 28 de septiembre de 1927 en Leiden.

Triángulo de Einthoven: Forma gráfica de mostrar que los dos brazos y la pierna izquierda forman los ángulos de un triángulo alrededor del corazón. 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.



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

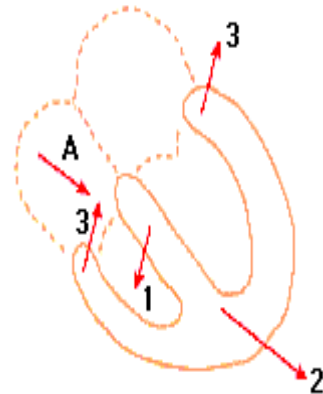
3.2 VECTOR CARDIACO

El ciclo cardíaco puede representarse de forma simple con los siguientes vectores que aparecen de forma sucesiva en el tiempo

Un vector que corresponde a la activación auricular (A).

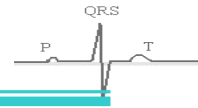
Un vector que corresponde a la activación septal y que tiene una dirección principal de izquierda a derecha (1).

Un vector que inicialmente corresponde a la activación coincidente de los dos ventrículos y posteriormente a la activación de las regiones central y apical del ventrículo izquierdo -ya estando el ventrículo derecho despolarizado- (2). Un vector que corresponde a la activación basal y posterior del ventrículo izquierdo y del septo (3).



3.3 DERIVACIONES DE LAS EXTREMIDADES

Las **derivaciones** son las combinaciones de puntos corporales desde los 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**, siendo estos vértices los extremos de los brazos (muñecas) y la pierna izquierda (tobillo). Se coloca también un electrodo de toma de tierra en el tobillo derecho



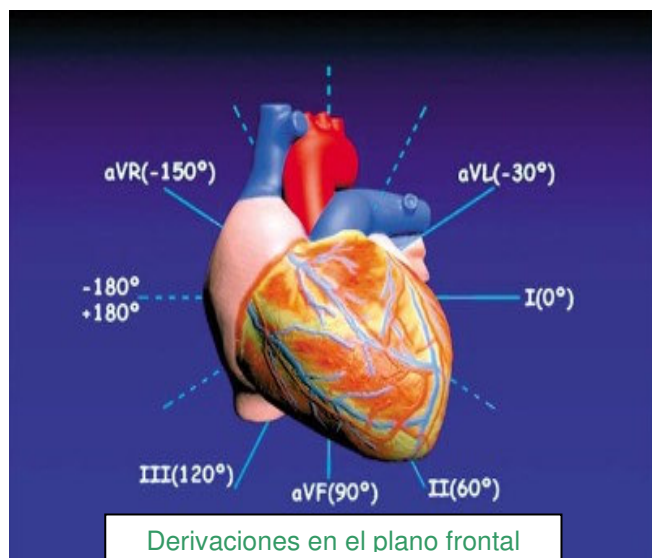
3.3.1 LOCALIZACIÓN DE LAS DERIVACIONES.

Podemos definir las derivaciones del ECG como puntos de observación de los diferentes fenómenos eléctricos que ocurren en el corazón. Cada una de ellas registrará la despolarización y repolarización cardíacas. Clasificaremos las derivaciones en función del plano en el que estén observando la actividad eléctrica, es decir, derivaciones del plano frontal y derivaciones del plano horizontal.

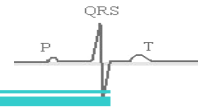
Derivaciones en el plano frontal

Las derivaciones del plano frontal van a registrar los vectores con dirección arriba-abajo e izquierda-derecha. Son de dos tipos: derivaciones bipolares estándar y derivaciones monopoles de los miembros.

- Mediante las derivaciones bipolares estándar se valora la diferencia de potencial eléctrico que hay entre dos puntos. Para su registro se colocan electrodos en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda, y un cuarto electrodo en pierna derecha que es neutro (toma de tierra).



- Las derivaciones monopoles de los miembros registran el potencial total en un punto determinado del cuerpo.
- Se denomina *aVL* cuando el electrodo explorador se encuentra a -30° *aVR* con electrodo a 40° y *aVF* cuando está a 90° .



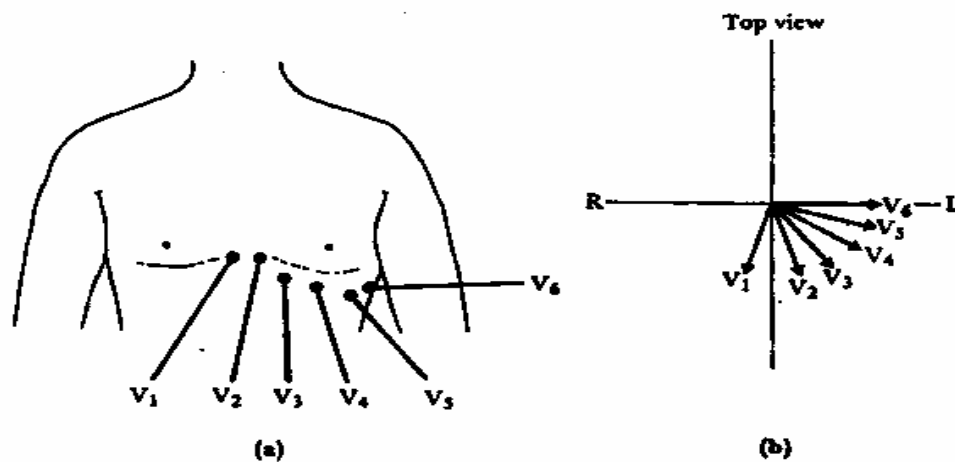
Derivaciones en el plano horizontal

Las derivaciones del plano horizontal o derivaciones precordiales monopolares registran los vectores con direcciones izquierda-derecha y anterior-posterior, en definitiva la actividad eléctrica cardiaca en esas direcciones. El electrodo explorador de la derivación *VI* se sitúa en el cuarto espacio intercostal derecho pegado al borde esternal derecho. El electrodo de *V2* se coloca en el



cuarto espacio intercostal izquierdo pegado al borde izquierdo del esternón.

El electrodo de *V4* se posiciona en el quinto espacio intercostal izquierdo a nivel de la línea medio clavicular, mientras que el electrodo *V3* se debe colocar en el punto medio entre *V2* y *V4*. El electrodo de *V5* debe situarse en el quinto espacio intercostal a nivel de la línea axilar anterior, y el *V6* en el mismo espacio intercostal a nivel de su intersección con la línea axilar media.



3.4 GÉNESIS DEL ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL EN LAS DERIVACIONES DEL PLANO FRONTAL.

Despolarización auricular

El impulso eléctrico se origina en el nódulo sinusal y se distribuye en primer lugar por la aurícula derecha originando un vector que se dirige hacia abajo y ligeramente hacia la izquierda. Posteriormente se despolariza la aurícula izquierda originando un vector que



se dirige hacia la izquierda y ligeramente hacia abajo. El vector resultante de la despolarización de ambas aurículas se dirige hacia abajo y hacia la izquierda y está más influenciado por el vector auricular izquierdo que por el derecho, ya que la aurícula izquierda tiene más masa miocárdica que la derecha.

Aunque las direcciones del vector auricular entre 0° y 90° pueden ser normales, para una mejor comprensión nosotros vamos a localizarlo a 45° . Este vector de despolarización auricular presenta su cabeza a 45° de la derivación I y por lo tanto genera una deflexión positiva denominada **onda P**. Se encuentra a 15° de la derivación II generando por tanto una deflexión también positiva pero de mayor magnitud. En la derivación III la **onda P** será también positiva aunque de menor magnitud, ya que se encuentra a 75° . En la derivación aVL se registrará una onda positiva, al igual que aVF, donde la **onda P** obtenida es de la misma magnitud que la obtenida por la derivación I ya que también el vector se encuentra a 45° .

Por último en aVR la **onda P** registrada es negativa ya que el electrodo explorador de dicha derivación se encuentra a 165° del **vector P**.

Una vez activadas las aurículas el impulso alcanza el nodo auriculoventricular; esta estructura, así como el haz de His y sus ramas principales, están formadas por



células específicas del sistema de conducción no contráctiles y el paso del impulso por ellas no es registrado por las derivaciones del ECG de superficie. Por tanto durante este tiempo originarán en el ECG una línea isoeletrica

Despolarización ventricular

La parte izquierda del tabique interventricular es la primera zona de los ventrículos en ser alcanzada por el frente de despolarización. Ello es debido fundamentalmente a que la conducción por la rama derecha sufre un retraso fisiológico de unos 60 milisegundos; por tanto, durante dicho tiempo la activación del tabique dará lugar a un vector que se dirige de arriba abajo y de izquierda a derecha



Podemos suponer que en condiciones normales se dirige a 140° , por ello, en el registro electrocardiográfico se obtiene una deflexión negativa en las derivaciones *I* y *aVL* ya que se encuentra a más de 90° de dichas derivaciones, y positiva en el resto de las derivaciones del plano frontal con la mayor magnitud en la derivación *III*, ya que suponiendo la citada dirección del vector éste se encuentra muy próximo a dicha derivación.

La repolarización podríamos representarla por un único vector dirigido a -150° , y que como todo vector de repolarización su cabeza es negativa y su cola positiva, dando lugar a una onda de repolarización denominada *onda T*. Esta onda es habitualmente negativa en *aVR* y positiva en el resto de las derivaciones del plano frontal.

3.5 GÉNESIS DEL ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL EN LAS DERIVACIONES DEL PLANO HORIZONTAL.

Despolarización auricular

Debido a que la aurícula derecha es una estructura que en el tórax se encuentra en situación derecha y anterior, mientras que la aurícula izquierda es posterior e izquierda, el vector correspondiente a la despolarización de la aurícula derecha lleva una dirección hacia delante y algo a la izquierda y el vector correspondiente a la despolarización de la aurícula izquierda está orientado hacia la izquierda y algo hacia atrás. En la derivación *VI* se observa una *onda P* con un primer componente positivo seguido de uno negativo, mientras que en el resto de las derivaciones precordiales ambos modos suelen ser positivos.

Despolarización ventricular

El inicio de la despolarización ventricular, como ya hemos comentado, se localiza en la parte izquierda del tabique interventricular, genera un primer vector que en el plano horizontal lleva una dirección de atrás hacia delante y de izquierda a derecha. Dicha dirección determina que las



derivaciones *V1*, *V2* y *V3* comiencen con una deflexión positiva, suele ser isoelectrico en *V4* y, como se encuentra más de 90° de *V5* y *V6*, dichas derivaciones suelen comenzar con una deflexión negativa.



Posteriormente, la despolarización de las paredes ventriculares genera un segundo vector que lleva una dirección de derecha a izquierda que a su vez conforma una deflexión negativa en el trazado electrocardiográfico recogido por el electrodo de la derivación *VI*. En las demás derivaciones precordiales va incrementándose la



magnitud de la deflexión positiva hasta la derivación *V6* que muestra su máxima positividad. La repolarización en este plano viene determinada por un vector dirigido de izquierda a derecha y podría determinar una *onda T* negativa sólo en la derivación *VI*. La *onda T* será positiva en el resto de las derivaciones precordiales.

3.6 CÁLCULO DEL EJE ELÉCTRICO.

El eje eléctrico podría definirse como el vector resultante del conjunto de la actividad eléctrica de cada ciclo cardíaco. Representa la resultante eléctrica

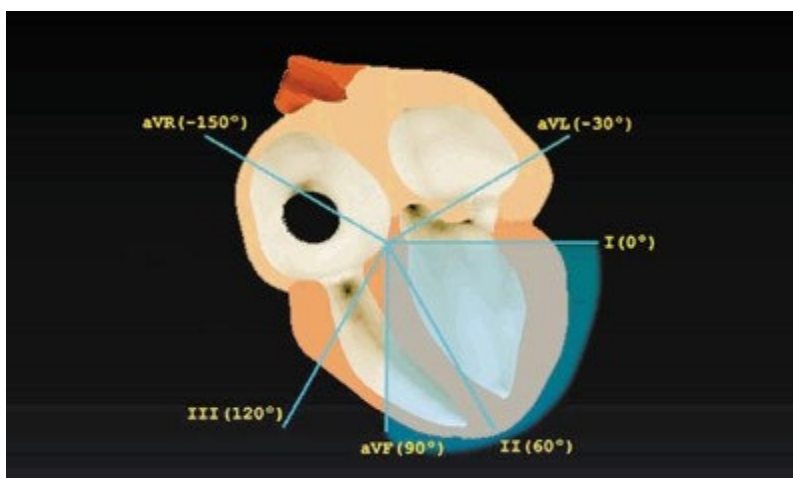
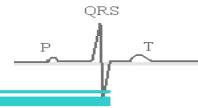


FIGURA 1. Localización normal del eje eléctrico

determinada por la despolarización de

ambos ventrículos. Es de gran utilidad clínica, ya que nos orienta en el diagnóstico electrocardiográfico. Su localización entre 0° y 90° se considera normal (**Figura 1**); aunque existen electrocardiogramas patológicos con eje eléctrico normal, su desviación es indicativa de patología. Se determina mediante la valoración de las seis derivaciones del plano frontal, permitiéndonos su cálculo con una variación de $\pm 15^{\circ}$, sin existir ningún sistema que permita mayor precisión en su determinación.



Procederemos de la siguiente forma: tras la inspección de las seis derivaciones del plano frontal, decidiremos en qué derivación la suma algebraica de sus deflexiones se aproxima a cero. En la **Figura 2** podemos observar una derivación en la que la suma algebraica de sus

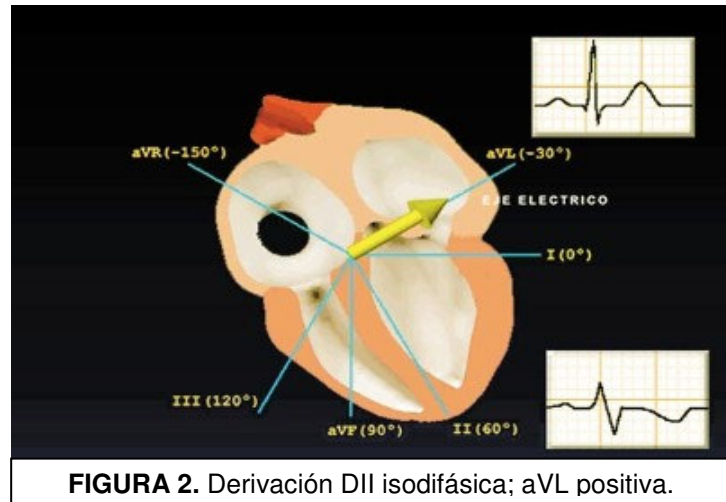


FIGURA 2. Derivación DII isodifásica; aVL positiva.

deflexiones (teniendo en cuenta que a las ondas Q y S se les asigna un valor negativo y a la R positivo) es +3, mientras que en la siguiente **Figura 3** el resultado del cálculo sería igual a cero. Una vez identificada la derivación con deflexiones que sumen cero o cerca de cero, también llamada derivación isodifásica, sabremos que el eje eléctrico se localizará a 90° de dicha derivación.

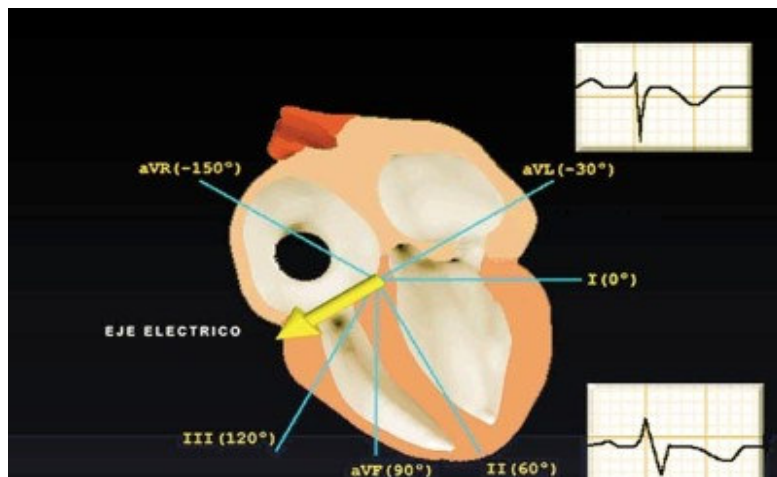


FIGURA 3. Derivación DII isodifásica; aVL negativa

En la **Figura 2** se observa que la derivación *DII* (con electrodo explorador a +60°) es isodifásica; por lo tanto, el eje eléctrico se localizará a 90° de ella, en una u otra dirección, y se encontrará en *aVL* (-30°) o a +150°. La inspección de *aVL* nos dará la clave definitiva: si es predominantemente positiva, el eje eléctrico se localizará a -30°; y, si es predominantemente negativa, se localizará a +150°.

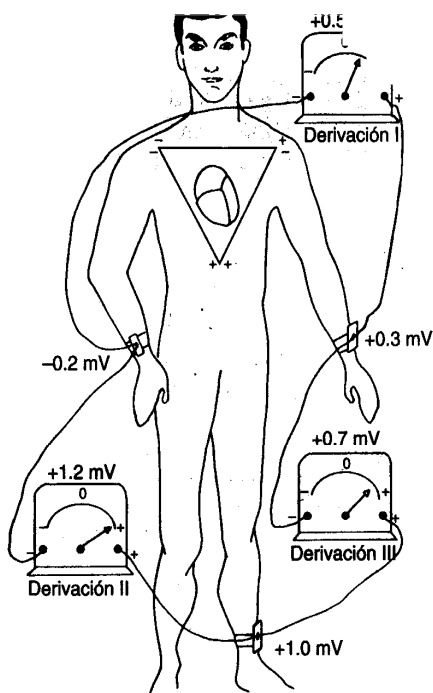


3.7 ELECTROCARDIOGRAMA

Es un procedimiento diagnóstico con el que se obtiene un registro de la actividad eléctrica del corazón. Los primeros estudios sobre la corriente eléctrica que se origina en el corazón datan de finales del siglo XIX. Pero no fue hasta principios del siglo XX cuando el médico holandés Willem Einthoven desarrolló el galvanómetro de cuerda o alambre, impulsando, de esta manera, el desarrollo de la electrocardiografía.

Consiste en el registro de las variaciones del voltaje del corazón, captadas por electrodos en la superficie de nuestro cuerpo, en relación con el tiempo. Dichas variaciones de voltaje son el resultado de la despolarización y repolarización del músculo cardíaco, que producen cambios eléctricos que alcanzan la superficie del cuerpo. La señal del ECG tiene un ancho de banda entre los 0.01 y 250 Hz y un rango a la entrada de los electrodos entre 0.5 y 4 mV.

Mediante electrodos aplicados en varias regiones del cuerpo se puede obtener, tras amplificarlas, un registro de estas descargas eléctricas (transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel). Este registro se llama electrocardiograma (ECG).



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.

Derivación I: El polo negativo del electrocardiógrafo se conecta al brazo derecho y el polo positivo, al izquierdo. Por tanto cuando el lugar donde el brazo derecho se une al tórax es electronegativo con respecto al punto de unión del brazo izquierdo al tórax, se registrarán potenciales positivos, es decir por encima de la línea de voltaje cero del ECG. Cuando se den las circunstancias opuestas, se registrarán potenciales negativos.

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 (u ondas) positivas.



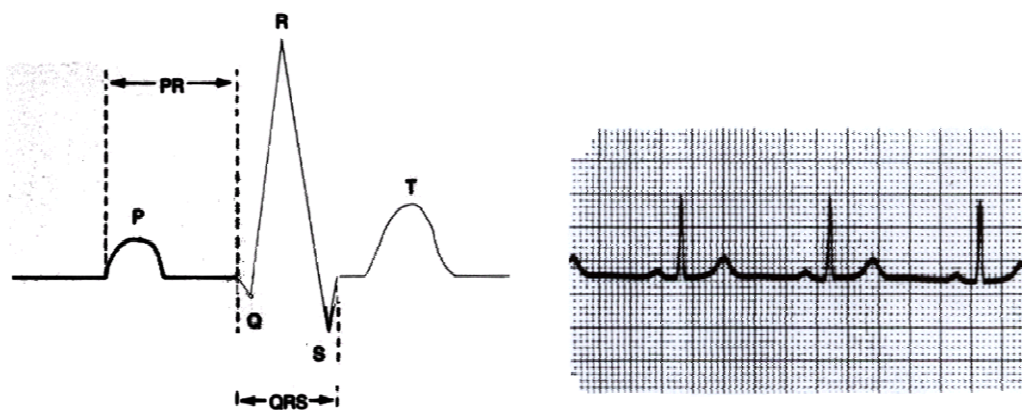
Derivación III: el polo negativo está conectado al brazo izquierdo, y el positivo a la pierna izquierda. Esto significa que el electrocardiógrafo registra ondas positivas cuando el brazo izquierdo es negativo con respecto a la pierna izquierda.

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 registra las diferencias de potencial entre el electrodo de referencia y la extremidad correspondiente en el caso de las monopares; o, como en el caso de las precordiales, entre el electrodo de referencia y un punto determinado del tórax.

Las principales partes de un ECG son: la onda P, una onda más o menos sinusoidal que refleja la descarga eléctrica que se origina y propaga por las aurículas; el complejo QRS, que muestra el paso de la onda eléctrica a los ventrículos y la activación de éstos; y la onda T, señal de la repolarización de los ventrículos. El electrocardiograma es extremadamente útil para el diagnóstico y control de las arritmias cardiacas, de la angina de pecho y del infarto agudo de miocardio.

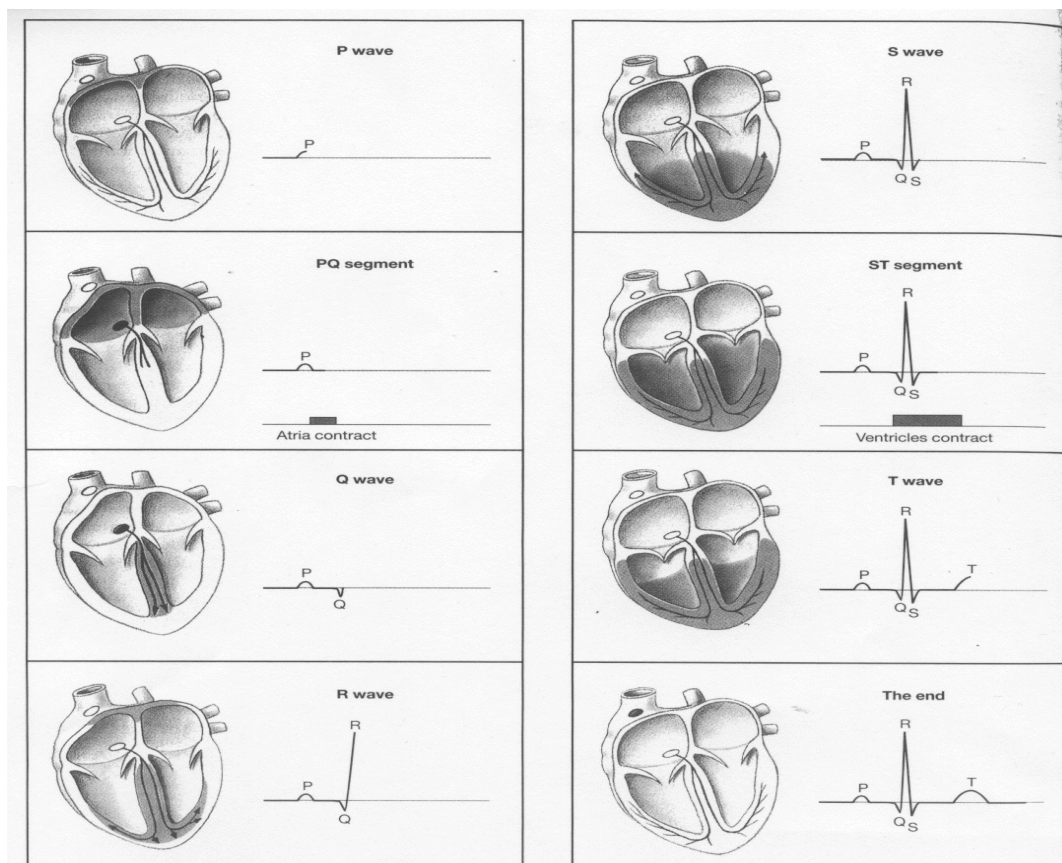
El registro normal del ECG de mamíferos consta de una **onda P**, el **complejo QRS** y una **onda T**. La onda P y el complejo QRS son ondas de despolarización. La onda P se debe a los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción, y la onda QRS se produce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





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. 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.



Correlación entre despolarización y repolarización en el corazón y en el ECG

3.8 REGISTRO DE ACTIVIDAD ELÉCTRICA

Si se colocan unos electrodos sobre la piel a uno y otro lado del corazón, pueden registrarse las diferencias de voltaje, que son un reflejo de la actividad eléctrica del corazón en su funcionamiento habitual, registrarse fácilmente y analizarse después. El trazado de tales registros se conoce como electrocardiograma (ECG).



Se llama electrocardiógrafo al 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 gráfico, en papel, o monitor, por medio de una 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.

3.8.1 PROCEDIMIENTO DE MONITORIZACIÓN DEL E.C.G.

Un ECG es un procedimiento que no causa dolor, tarda menos de 5 minutos. Se puede hacer en un consultorio médico, clínica u hospital, o en todo momento si se utilizan los ECG's portátiles. El procedimiento consiste de los siguientes pasos:

- Preparar la piel del paciente para la colocación de los electrodos.
 1. Limpiar o afeitar el vello en los lugares de colocación de los electrodos
 2. Preparar el sitio frotando de manera vigorosa.
 3. Abrir con cuidado el paquete de aluminio y sacar los electrodos.
 4. Conectar el cable al electrodo.
- Le colocarán parches adhesivos o pequeñas ventosas en el pecho, las muñecas y los tobillos, de acuerdo a la derivación deseada. Siempre se debe usar un gel entre el parche y la piel.
- Circuito de Protección y Aislamiento.- Protege al paciente de corrientes peligrosas que se pudieran generar en el electrocardiógrafo. Proporciona un aislamiento entre los electrodos, la máquina y las líneas de alimentación.
- Señal de Calibración.- Es una señal de 1mV que puede ser introducida en el electrocardiógrafo por el operador, dando oportunidad a la calibración del equipo.
- El registro se imprime en un papel para que el profesional médico lo pueda interpretar.



El ECG es una prueba simple, económica y sencilla de realizar que le proporciona mucha información al profesional médico sobre el modo en que funciona el corazón. Puede anticipar el diagnóstico de un ataque al corazón para poder tratarlo más rápido. En las unidades de cuidado crítico, se registra la señal del ECG en forma continua y se la muestra en un monitor para que el equipo de médicos pueda detectar rápidamente cualquier cambio en el funcionamiento de su corazón. La diferencia de desplegar el resultado en un monitor cualquiera y una PC, es que aquí se lleva a cabo el procesamiento y registro final de la señal del electrocardiograma, mostrándose el resultado del proceso con las capacidades y ventajas que da el sistema de cómputo y que podrían auxiliar grandemente al especialista.

3.8.2 DIAGNOSTICO POR E.C.G.

Ritmos variables. Es el cambio continuo de ritmo de la señal observada; aunque conserve el orden normal (P-QRS-T) de las ondas, los intervalos entre dichos ciclos cambian constantemente.

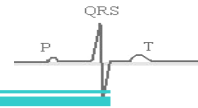
ECG NORMAL



ECG EXTRASÍSTOLE SUPRAVENTICULAR

Son contracciones dependientes de focos ectópicos, que ocurren antes de una contracción normal, la onda P estará invertida antes o después del complejo QRS o coincidir con el.





Arritmias de Origen Sinusal.

TAQUICARDIA SINUSAL:

Es un aumento de la frecuencia del ritmo sinusal superior a los 100 latidos por minuto y que casi nunca supera los 170 lat/min.



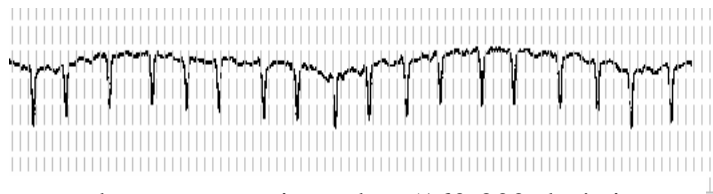
BRADICARDIA SINUSAL:

Es la frecuencia del ritmo sinusal inferior a 60 lat/min. Cuando la frecuencia disminuye por debajo de 40 lat/min puede aparecer angina de pecho, hipertensión, insuficiencia cardíaca o alteraciones de la conciencia

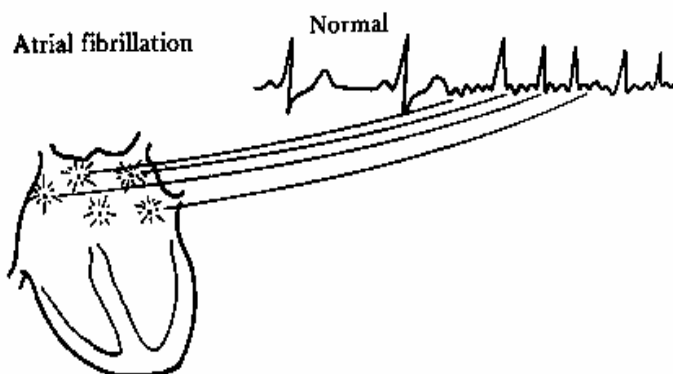


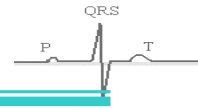
FIBRILACIÓN AURICULAR:

No se observa una actividad auricular clara (impulsos desordenados) y la respuesta ventricular es generalmente muy irregular (160-200 lat/min en ausencia de medicación bloqueadora del nodo AV).



FIBRILACIÓN AURICULAR

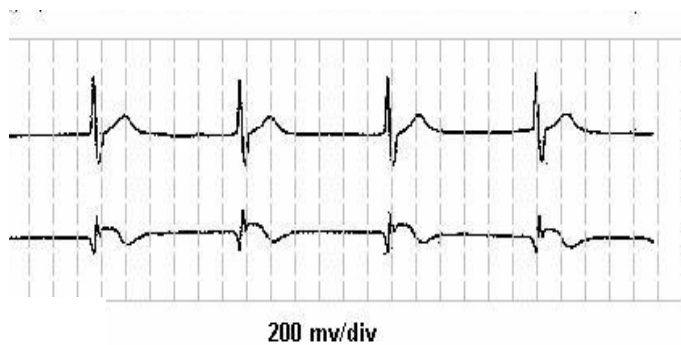




ARRITMIAS DE ORIGEN VENTRICULAR.

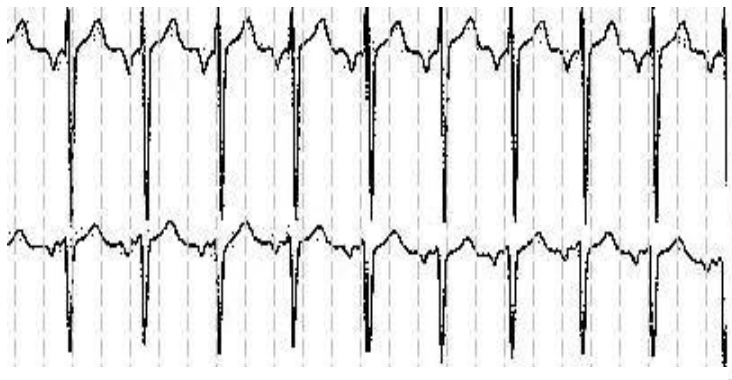
RITMO DE LA UNIÓN AV O RITMO NODAL:

Ritmo de fuga. Se produce en el haz de His cuando dejan de llegar impulsos procedentes del nodo sinusal. Frecuencia ventricular entre 40 - 60 lat/min siendo regular. Los complejos QRS son iguales en el ECG que cuando existe ritmo sinusal



TAQUICARDIA DE LA UNIÓN AV O NODAL:

La taquicardia nodal conlleva una frecuencia ventricular de 100 - 140 lat/min. En este trastorno del ritmo, la automaticidad propia de la unión AV es superior a la del nodo sinusal.

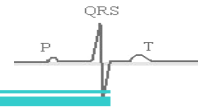


CONTRACCIONES VENTRICULARES PREMATURAS (CVP):

Son despolarizaciones prematuras del ventrículo, por lo que se asocian a complejos QRS



prematurados de una morfología habitualmente distinta y con una duración superior a 0,12s. La onda T generalmente es muy grande y de dirección contraria a la deflexión mayor del complejo QRS. Este complejo no va precedido de onda T prematura, aunque se puede observar la onda P sinusal correspondiente a la actividad auricular. También puede aparecer una onda P retrógrada detrás del complejo QRS, oculta e invisible en el ECG.



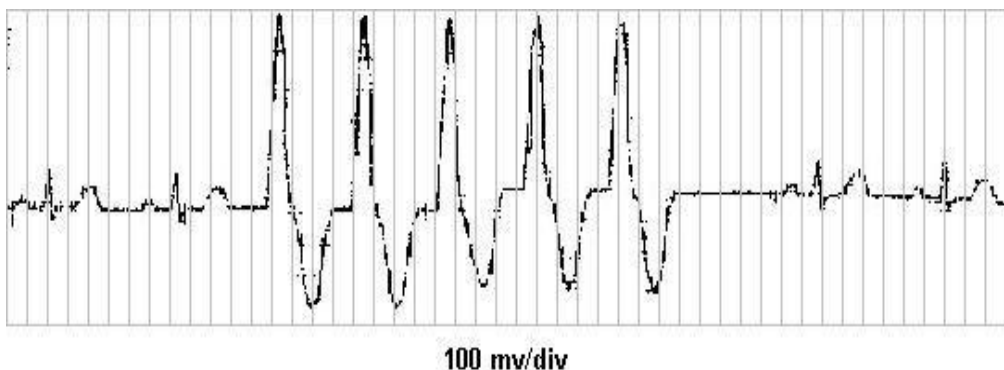
RITMO IDIOVENTRICULAR ACELERADO (RIVA):

Se caracteriza por tres o más complejos QRS anchos que se presentan con una frecuencia similar a la frecuencia sinusal, siendo casi siempre inferior a 100 lat/min. Es particularmente frecuente después del infarto de miocardio, sobre todo después de infarto al miocardio inferior.



TAQUICARDIA VENTRICULAR (TV):

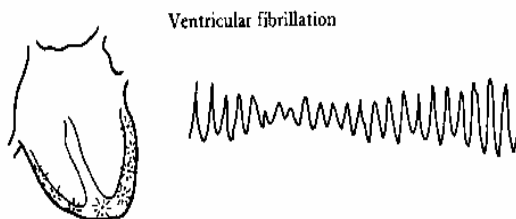
Se define como la presencia de 3 o más extrasístoles secuenciales a una frecuencia que oscila entre 120 - 150 lat/min. Es una arritmia peligrosa por su propensión a degenerar en fibrilación ventricular. Cuando la TV dura más de 30s, causa un colapso hemodinámico que requiere su terminación, se denomina *TV sostenida*. La *TV no sostenida* dura menos de 30 seg y se detiene espontáneamente.



FIBRILACIÓN VENTRICULAR (FV):

Trastorno del ritmo ventricular en el que los impulsos ocurren de un modo irregular y a una frecuencia, en general, elevada, por lo que la contracción cardíaca es no coordinada y el volumen de expulsión nulo. Se observa en el ECG

un ritmo completamente irregular en anchura, amplitud y frecuencia.





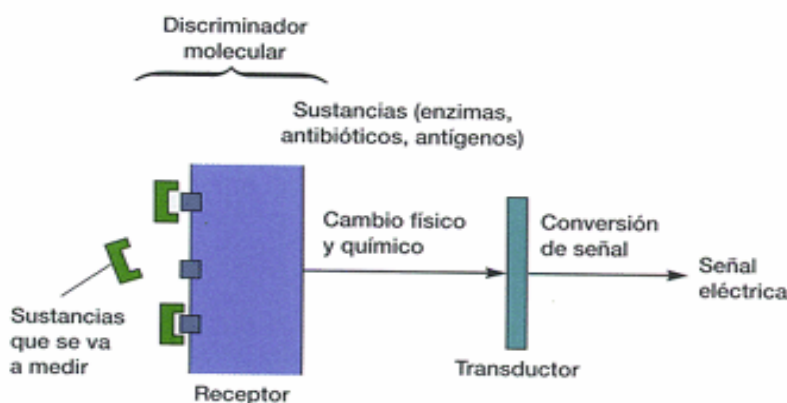
CAPITULO 4. BIOSENSORES

Se puede argumentar que el principal objetivo de la bioinstrumentación es la captura de las señales biológicas. Como ejemplos de señales biológicas tenemos los biopotenciales, la presión, el flujo, la temperatura, la concentración de iones¹, entre otros. Captar y cuantificar estas variables no es simple. Para esto es necesaria la implementación de circuitos electrónicos, el uso de transductores y la consideración de interfases químicas o mecánicas. La bioinstrumentación es entonces un campo multidisciplinario que requiere conocimiento en diversas áreas como electrónica digital y analógica, teoría de control, sistemas de detección, seguridad eléctrica y biocompatibilidad de materiales.

4.1 BIOSENSOR

Antiguamente se consideraba que un biosensor era cualquier sonda analizadora que introducida en un medio biológico nos proporcionara una señal cuantificable.

Hoy en día se da otra definición: "Un biosensor es una herramienta o sistema analítico compuesto por un material biológico inmovilizado (tal como una enzima, anticuerpo, célula entera, orgánulo o combinaciones de los mismos), en íntimo contacto con un sistema transductor adecuado que convierta la señal bioquímica en una señal eléctrica cuantificable".



Algunos de los equipos analíticos cada vez más sofisticados, utilizados para bioanálisis y desarrollados en los últimos 20 o 30 años, constituyen un biosensor dependiendo de la definición de transductor, por ejemplo espectrofotómetros IR y UV, fluorímetros, equipos RMN, etc. Sin embargo, los biosensores difieren esencialmente de las técnicas

¹ ION. partícula que se forma cuando un átomo neutro o un grupo de átomos ganan o pierden uno o más electrones. Un átomo que pierde un electrón forma un ion de carga positiva, llamado catión; un átomo que gana un electrón forma un ion de carga negativa, llamado anión.



existentes desde al menos tres puntos de vista muy útiles y fundamentales: En el contacto íntimo del material biológico (tanto si consiste en células enteras, orgánulos, anticuerpos o enzimas) con un transductor que convierte la señal biológica en una señal eléctrica cuantificable.

En su tamaño funcional. La porción sensora de un biosensor es generalmente pequeña y eso permite tamaños pequeños de muestra, una interferencia mínima con los procesos existentes después de la implantación. Por último, el análisis de medios peligrosos o poco accesibles, sin interrumpir el flujo del proceso.

Puede ser altamente selectivo, específico para un margen estrecho de compuestos o mostrar un amplio espectro de especificidad. Un ejemplo de tal graduación de especificidad sería un biosensor sensible a un solo antibiótico (tal como la gentamicina) o a todos los amino glucósidos, o bien a todos los antibióticos. Esta flexibilidad de elección del material biológico permite al usuario adaptar el biosensor a la necesidad requerida.

4.1.1 SENSORES

Un sensor es aquel elemento que permite transformar una forma de energía en otra, particularmente es interesante cuando el cambio se hace a una variable eléctrica. Las variables eléctricas más comunes son la resistividad, capacitancia, inductancia o flujo magnético que se reflejan también en cambios de voltaje, corriente y resistencia. Así, por ejemplo hay dispositivos que cambian su resistividad de acuerdo a una variable física como la temperatura o luminosidad. Otros dispositivos cambian sus propiedades de resistividad al momento de aplicarles un esfuerzo que produzca en ellos una deformación como en el caso de los strain gages.

Existe una gran variedad de sensores en el mercado de los cuales puedes disponer, claro, que antes habría que clasificarlos. Los sensores pueden ser de dos tipos, analógicos y digitales. Los sensores digitales son aquellos que frente a un estímulo pueden cambiar de estado ya sea de cero a uno o de uno a cero (hablando en términos de lógica digital) en este caso no existen estados intermedios y los valores de tensión que se obtienen son únicamente dos, 5V y 0V (o valores muy próximos). Ahora bien, como los sensores comúnmente serán utilizados con circuitos lógicos, habrá que ver como trabajar con los sensores analógicos. Para eso existen unos Circuitos integrados llamados Conversores Analógico/Digital (Conversores A/D) que transforman la señal analógica en señal digital.



Aún así no quedan descritos la gran variedad de sensores disponibles en el mercado: hay sensores que generan una corriente eléctrica tras la aplicación de una fuerza, como lo es el caso de los sensores

Transductores sensibles a deformación y desplazamiento	Transductores sensibles a temperatura
Resistivos Capacitivos Inductivos Piezoeléctricos	Termocuplas Termo-resistores Sensores de radiación

piezoeléctricos. Consecuentemente no es una sorpresa que una forma de clasificar los sensores sea de acuerdo a la variable eléctrica que se modifica a través de la variable física, como la capacitancia, inductancia y resistividad; pero además sensores sensibles a cambio en variables físicas tales como la temperatura y la deformación.

Según el transductor, los biosensores pueden ser electroquímicos, ópticos y térmicos. En los transductores electroquímicos de tipo amperométrico, se trabaja a un potencial fijo con respecto al electrodo de referencia y se mide la corriente generada por la oxidación o la reducción en la superficie del electrodo de trabajo del producto generado en la reacción enzimática

4.1.2. DESARROLLO DE LOS BIOSENSORES

Los primeros biosensores consistían en la unión de electrodos de pH u oxígeno con enzimas inmovilizadas. Generalmente estos dispositivos son, bien del tipo potenciométrico, en el que se mide un potencial (con respuesta logarítmica, de acuerdo a la ecuación clásica de Nerst), o bien del tipo amperométrico, en el que se registran cambios de intensidad de corriente. En general, la mayoría de los biosensores de electrodo enzimático tienen una respuesta lineal en el rango de 10^{-3} a 10^{-4} , mientras que algunos electrodos responden a concentraciones de sustrato tan bajas como $5 \cdot 10^{-7}$ y/o tan altas como 10^{-1} . Normalmente la vida útil de tales biosensores es larga, como mínimo 3 - 4 semanas (a veces varios meses) y la respuesta es rápida (menos de 60 segundos).



4.1.3 DIVERSIFICACIÓN DE LOS BIOSENSORES.

- Biosensores conductimetricos

El sistema conductimetrico emplea dos pares de pequeños electrodos de conductividad en configuración plana. Entre uno de los pares se coloca una membrana con la enzima que ha sido inmovilizada mientras entre el segundo par se pone una membrana “blanco”, carente de enzima. El aparato mide la conductividad a través de cada par de electrodos por turno, con una frecuencia fija. En presencia del sustrato enzimático se pueden registrar cambios locales de conductividad en la vecindad de la membrana conteniendo la enzima, los cuales dependen de la concentración del sustrato. Midiendo la diferencia de respuesta entre ambos pares de electrodos se puede compensar la conductividad propia de la muestra biológica, usando los electrodos “blanco” como referencia.

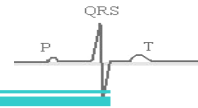
- *Biosensores redox*

El concepto de un biosensor basado en sistemas redox surgió de la investigación básica llevada a cabo en células de combustible biológico. La clave en la construcción de este tipo de biosensores es facilitar la transferencia de los electrones generados por una enzima óxido-reductasa (o un sistema enzimático) a la superficie del electrodo.

El tiempo de respuesta de estos biosensores puede ser extremadamente rápido, del orden de segundos. Con el desarrollo de semiconductores orgánicos más eficientes (usualmente para técnicas de dopaje) podemos esperar ver en el futuro una asociación todavía más íntima entre la enzima empleada y la superficie del electrodo, que permita una miniaturización a gran escala.

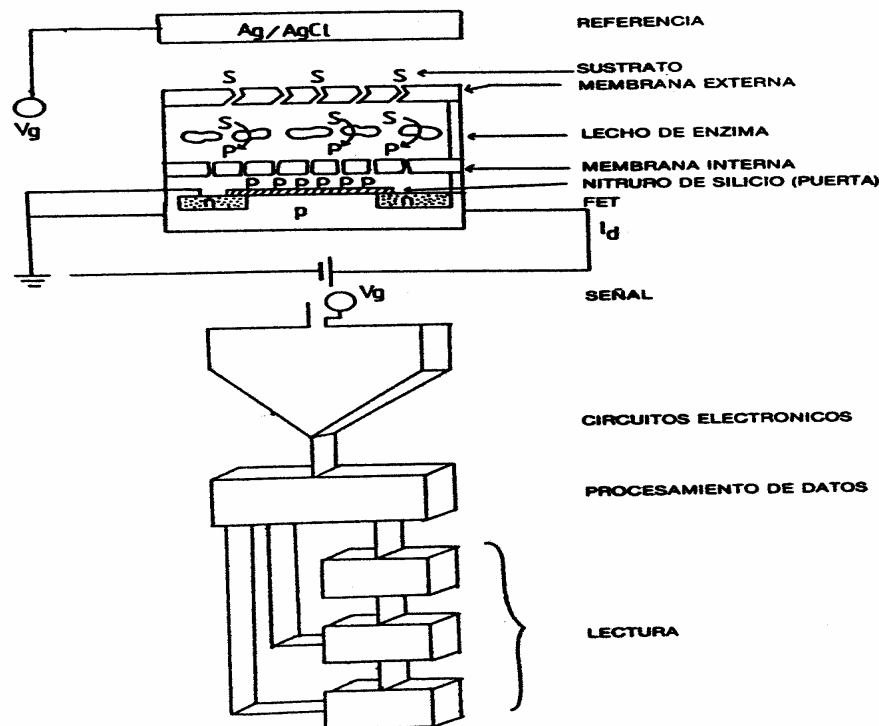
- *FET's*

Durante los últimos años se han realizado esfuerzos para producir un biosensor electroquímico miniaturizado, usando unos dispositivos electrónicos convencionales llamados transistores de efecto de campo (FET's), ISFETs (dispositivos ion-selectivos) o CHEMFET (sensores químicos que miden la energía de reacción con moléculas simples). Sin embargo, todavía no se han resuelto los problemas fundamentales en la construcción de este tipo de biosensores. Las tecnologías requeridas de inmovilización y fabricación necesitan un mayor desarrollo. La estabilidad térmica y química del elemento sensible tiene que ser investigada. En concreto, la encapsulación se ha convertido en un problema crucial mientras que las propiedades de conducción de la superficie del material sensor se han demostrado que son difíciles de superar. Estos



"chips" sensores (aproximadamente $30\ \mu\text{m}$ de diámetro) son similares a los usados en los ordenadores excepto que la puerta metálica que controla la corriente del transistor es reemplazada por un material orgánico o biológico. El material sensible responde a un cambio en el medio circundante, bien sea gaseoso o líquido. La respuesta ejerce un efecto de campo sobre la corriente de fuente a sumidero en el FET.

ESQUEMA DE UN BIOSENSOR FET



- **BIOSENSOR TIPO TERMISTOR**

Es una clase interesante de biosensores introducida en los años 70. Utilizan un dispositivo termistor capaz de registrar las pequeñas diferencias de temperatura producidas por las reacciones bioquímicas. A menudo se obtiene una respuesta lineal de la temperatura, en el rango de 0.01 a 0.001°C . Los grupos americanos y suecos fueron pioneros en el análisis térmico enzimático en forma de sondas o sistemas de flujo, pero la miniaturización de los dispositivos todavía es esencial para obtener un biosensor de formato aceptable.

- **BIOSENSORES OPTOELECTRONICOS**

Otro nuevo tipo de biosensores, basados en principios ópticos, fue desarrollado alrededor de 1980, se le denominó sensor optoelectrónico.



El componente biológico inmovilizado es una enzima ligada a un cromóforo que a su vez está ligado a una membrana. Un cambio de pH^2 generado por la reacción enzimática cambia el color del complejo cromóforo/membrana. El sistema transductor consiste en un simple diodo emisor de luz (LED), con una longitud de onda correspondiente al pico de absorción del cromóforo y un fotodiodo acoplado. La cámara de flujo representada era extremadamente estable y dio una señal muy aceptable.

- **BIOSENSORES DE CELULA ENTERA**

Un campo totalmente diferente en la construcción de biosensores es aquel que utiliza orgánulos o células enteras inmovilizadas. Estos biosensores son básicamente potenciométricos o amperométricos, pero tienen una respuesta característica lenta y a menudo responden a un amplio espectro de sustratos. Los biosensores de célula entera podrán llegar a constituirse en una clase en sí mismos cuando se disponga de células manipuladas genéticamente *ex profeso* para suministrar una secuencia enzimática determinada o regenerar factores complejos. Estas consideraciones pueden convertirse en un factor de costo a tener en cuenta frente a otros modelos de biosensor.

4.1.4 USOS Y APLICACIONES DE LOS BIOSENSORES

Los biosensores pueden ser utilizados ampliamente en el análisis clínico, terapéutica, veterinaria, agricultura, monitorización de procesos industriales y control de polución y medio ambiental. Tienen el atractivo de ser de bajo coste, pequeños, sensibles, y fáciles de usar.

Química clínica, medicina y terapéutica

Biosensores de mesa de tipo electroquímico se encuentran, por supuesto, en servicio rutinario en los laboratorios de bioquímica clínica para determinar glucosa, ácido láctico, etc.

Otra área de la medicina clínica y terapéutica donde los biosensores entrarán con fuerza es la monitorización fuera de las horas de visita. Un ejemplo donde se requiere una monitorización de bolsillo, cómoda para el usuario, es el control de glucosa sanguínea en los diabéticos. La tasa de glucosa en sangre de un diabético insulino-dependiente tiene que determinarse dos o tres veces al día y es vital para la salud del paciente que tal

² pH: Término que indica la concentración de iones hidrógeno en una disolución. Se trata de una medida de la acidez de la disolución.



control se realice con precisión. Aparatos de este tipo están siendo desarrollados por varias compañías. Tal monitorización mejorará la eficacia de los cuidados al paciente reemplazando los laboriosos, y a menudo lentos, sistemas de ensayos actuales. Ello llevará a una práctica clínica más próxima al enfermo, facilitando una rápida toma de decisiones en clínica. Una gran cantidad de sustancias requieren ser controladas en estas situaciones, tales como antígenos, anticuerpos, colesterol, compuestos neuroquímicos, etc., la lista sería enorme.

La aparición de biosensores baratos y fáciles de usar revolucionará la práctica del seguimiento de la terapéutica, permitiendo estudios en mayor profundidad con una base metabólica, seguramente mejorando los tests presentes, principalmente físicos, por ejemplo el caso del diagnóstico y monitorización del cáncer.

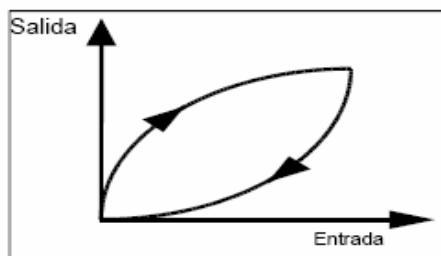
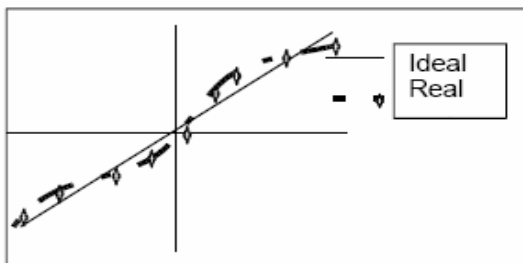
Control de poluciones y medio ambiental

Debido a que pueden ser miniaturizados y automatizados, los biosensores pueden desempeñar muchos papeles en estos campos. Una área donde los biosensores de célula entera pueden llegar a ser importantes es el control de aguas, para combatir el creciente número de contaminantes encontrados en las aguas superficiales y, por tanto, en las aguas para consumo humano. Actualmente aparecen tantos materiales no deseados en las aguas superficiales que el análisis de una única sustancia es insuficiente, se requiere un biosensor de amplio espectro. Esta área del desarrollo de biosensores está aumentando progresivamente su interés militar. Por ejemplo, una compañía ha producido un biosensor enzimático para detectar gas nervioso. Con las recientes tendencias hacia el desarrollo de arsenales biológico sofisticados esta área de la investigación en biosensores debe recibir una atención prioritaria.



4.2 CONCEPTOS BÁSICOS.

Aunque muchos lo consideren un juego de palabras es importante diferenciar términos como transductor, sensor y actuador. Un *transductor* es un dispositivo que convierte una forma de energía a otra, un *sensor* convierte un parámetro físico a una salida eléctrica y finalmente un *actuador* convierte una energía eléctrica a una salida física. Un transductor es el órgano sensorial para el bioinstrumento. Un bioinstrumento debe obedecer la 1ª regla de Kelvin³: “*el instrumento no debe alterar el evento que está midiendo*” y además debe obedecer 3 criterios: linealidad de amplitud, respuesta en frecuencia adecuada y ausencia de distorsión de fase. La *linealidad en la amplitud* se refiere a la habilidad del transductor para producir una señal de salida que sea directamente proporcional a la amplitud de entrada, ver figura a , esta ilustra que es posible interpolar una respuesta lineal (por ejemplo con una regresión de mínimos cuadrados). La *histéresis* afecta la linealidad y específicamente mide la habilidad que posee el transductor de producir una salida que siga la entrada independientemente de la dirección de cambio de la entrada. Se acostumbra medir la histéresis como un porcentaje. Biológicamente un ejemplo claro de histéresis lo presentan los pulmones durante la respiración. En un dispositivo bien diseñado la histéresis debería ser menor al 1%.

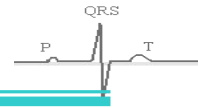


(a) Principio de linealidad en la amplitud.

(b) La histéresis también afecta el principio de linealidad

La respuesta en frecuencia y la ausencia de distorsión de fase conciernen a la habilidad del transductor para producir una señal de salida que siga los cambios rápidos y lentos que presente el evento. La respuesta en frecuencia debe incluir armónicos. Para la ausencia de distorsión de fase se requiere que el sensor mantenga las diferencias en las componentes de frecuencia senoidal.

³ Lord Kelvin o William Thomson (1824-1907), matemático y físico británico, uno de los principales físicos y más importantes profesores de su época.



4.2.1 SENSORES RESISTIVOS

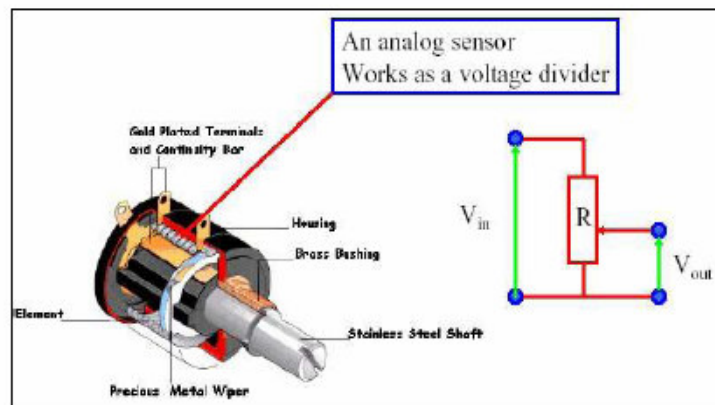
La variación en la resistencia de distintos dispositivos se ha utilizado reiterativamente para convertir temperatura y desplazamiento mecánico en señales de naturaleza eléctrica. La resistencia de distintos elementos se ve afectada por la temperatura, material, forma geométrica y otras variables. Los tipos más comunes de sensores resistivos los constituyen los potenciómetros y termo-resistencias.

4.2.2 POTENCIOMETROS

Los potenciómetros convencionales pueden utilizarse para medidas de desplazamiento. Así la resistencia varía de acuerdo a la posición del cursor. Los potenciómetros son instrumentos de orden cero, es decir no siguen un comportamiento de acuerdo a ninguna ecuación diferencial.

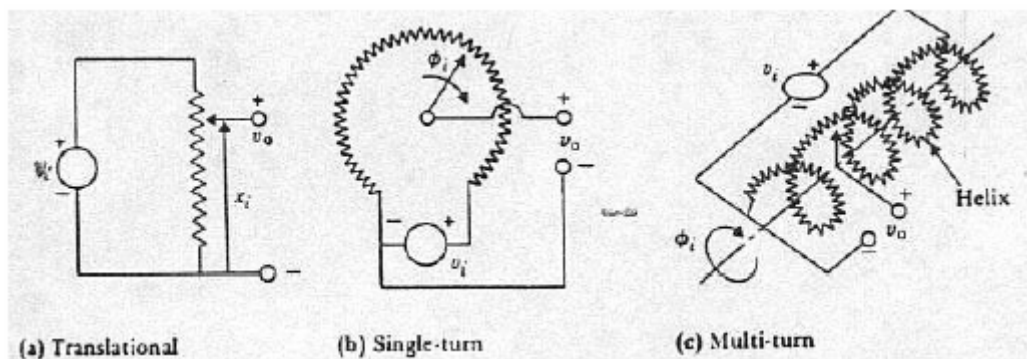
$$R = (1 - \beta) R_t$$

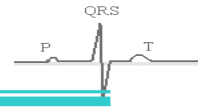
Donde R_t es la resistencia total, β depende de la posición del cursor del potenciómetro, y en base a este número (que está entre 0 y 1) se obtiene una resistencia R efectiva del potenciómetro.



Potenciometro rotacional

Tipos de potenciómetros. (a) traslacional (b) espira simple (c) múltiples espiras.





Los potenciómetros se pueden alimentar con AC o DC. Producen una salida lineal al desplazamiento y la resolución depende de su construcción interna. Algunos usan películas de carbón; bobinados sobre cerámica con Níquel y Cobre; y otros usan partículas metálicas depositadas de materiales preciosos como oro y plata. Los potenciómetros son usados muy poco como sensores, aún cuando tienen algunas ventajas como el requerir una señal análoga para control, información de posición absoluta y son de bajo costo. Sin embargo son muy sensibles a la temperatura generalmente y se afectan fácilmente en ambientes húmedos o con mucho polvo.

4.2.3 STRAIN – GAGE

Strain gages o *gauges* (términos en inglés) son indicadores de deformación.

Son capaces de medir desplazamientos de hasta ± 1 mm/m, son pequeñas y livianas, tienen una buena respuesta a altas frecuencias, son flexibles de usar y tienen relativamente un bajo costo.

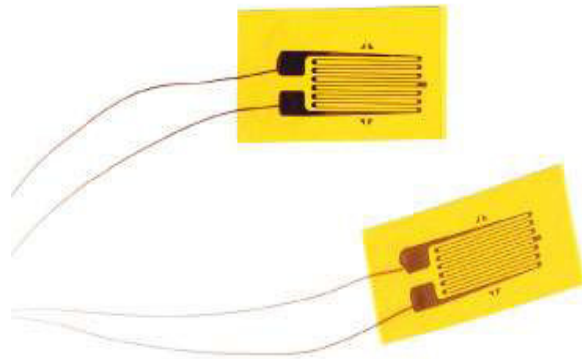
Poseen un amplio rango donde su respuesta es lineal, y la calibración es

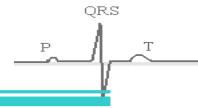
estable gracias a que las distintas galgas según sus arreglos y material poseen un *factor gage*. Para entender los principios de las strain-gage es necesario retomar el concepto que son sensibles a la deformación. La deformación básicamente implica que al aplicar una fuerza sobre ellas la galga se estira y deforma. Si retomamos la fórmula de la resistencia, donde esta depende de una constante llamada resistividad y de la longitud y área del material se obtiene la siguiente ecuación:

$$R = \frac{\rho \cdot L}{A}$$

Donde R es la resistencia de un alambre con resistividad ρ , longitud L y área de sección transversal A . Si derivamos R parcialmente respecto a cada una de las variables por separado y sumamos el resultado obtendríamos la siguiente relación:

$$dR = \frac{(\rho dL)}{A} - \rho A^{-2} L dA + L \frac{(d\rho)}{A}$$





Ahora, si se miden cambios finitos, se puede observar que la ecuación es equivalente a:

$$\frac{(\Delta R)}{R} = \frac{(\Delta L)}{L} - \frac{(\Delta A)}{A} + \frac{(\Delta \rho)}{\rho}$$

La razón de Poisson μ relaciona el cambio en el diámetro ΔD con el cambio en la longitud ΔL :

$$\frac{\Delta D}{D} = -\frac{\mu \Delta L}{L} \quad \text{Sustituyendo en la ec. anterior, obtenemos:}$$

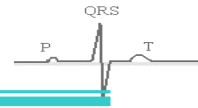
$$\frac{(\Delta R)}{R} = (1 + 2\mu) \frac{(\Delta L)}{L} + \frac{(\Delta \rho)}{\rho}$$

El efecto debido a la longitud se conoce como *efecto dimensional*, mientras el efecto debido a la resistividad se conoce como *efecto piezorresistivo*. Claramente el cambio en la resistencia de un material puede variarse modificando uno o ambos de los efectos mencionados. En la práctica se hace necesario usar el factor gage, que no es más que un factor indicador propio de cada strain gage. Este factor se obtiene formalmente dividiendo la última ecuación por $\Delta L/L$:

$$G = \frac{(\Delta R/R)}{(\Delta L/L)} = (1 + 2\mu) + \frac{(\Delta \rho/\rho)}{(\Delta L/L)}$$

Donde G = Factor gage (factor indicador)

Cuando se observan las tablas del factor gage para diferentes materiales se aprecia que el factor gage de los materiales semiconductores es considerablemente mayor (entre 50 y 70 veces) al valor de los materiales metálicos. Un alto factor gage es deseable, pero mientras en los metales el factor gage es función principalmente del efecto dimensional, en los semiconductores el efecto dominante es el piezorresistivo. La alta dependencia a la temperatura de los materiales cerámicos limita un poco su uso. Aunque diseños actuales de strain gages semiconductores incorporan compensación de temperatura.



4.2.4 SENSORES INDUCTIVOS

Los inductores pueden usarse para medir desplazamiento. La inductancia de una bobina depende de su *geometría*, de la *permeabilidad* magnética del medio y del *número de espiras* que la conforman.

$$L = n^2 G \mu$$

Donde:

L = Inductancia

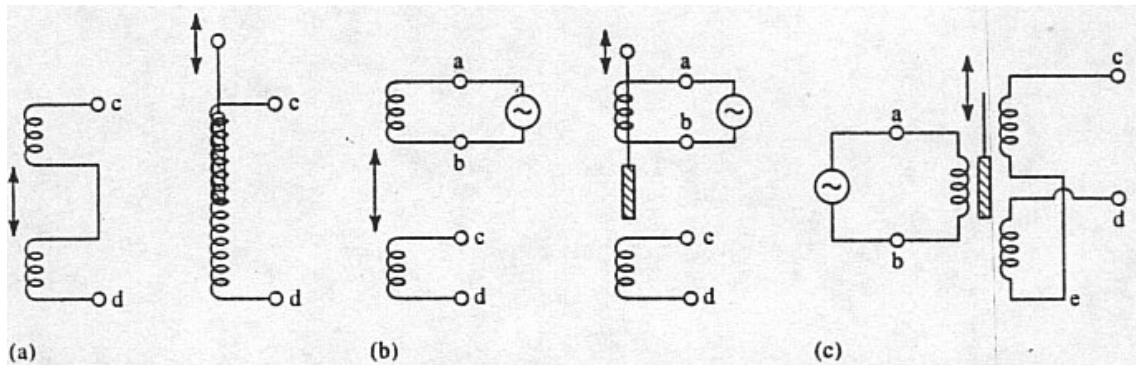
n = Número de espiras de la bobina

G = Factor de forma geométrica

μ = Permeabilidad efectiva del medio

Es posible modificar cada uno de los factores de la ecuación por medios mecánicos. Los sensores inductivos aprovechan el hecho de que la distorsión en una bobina ya sea por estiramiento o por compresión alterará su inductancia. No obstante el cambio en la inductancia es muy pequeño y no es muy utilizado.

Los sensores inductivos usan un núcleo variable para generar cambios en la inductancia, tal como se muestra en la figura. El arreglo de *autoinductancia*, aprovecha el principio de que es posible producir alteraciones en la inductancia propia de una bobina cambiando el factor de forma geométrica o moviendo un núcleo magnético dentro de ésta. El transductor de *inductancia mutua* utiliza dos bobinas. Para hacer variar la inductancia se juega con la distancia entre las dos bobinas, una bobina inducirá la otra, aunque es también posible dejarlas fijas y mover entre ellas un núcleo magnético. Es conocido que cuando dos bobinas de inductancias $L1$ y $L2$ se colocan en serie y sus campos se enlazan, se produce una inductancia total $L = L1 + L2 + M$, donde M es la inductancia mutua entre las bobinas. Esta última M es la que puede afectarse cuando se inserta un núcleo magnético



(a) Auto inductancia

(b) Inductancia mutua

(c) transformador diferencial.



4.2.5 SENSORES CAPACITIVOS

Los capacitores son dispositivos que acumulan energía, y están compuestos por dos placas metálicas separadas por un material llamado dieléctrico, que puede ser líquido, sólido, gaseoso o un vacío. Si se pone un voltaje a través de las placas del capacitor, éste generará un campo magnético entre ellas. La capacitancia se mide en Faradios.

Para usar sensores capacitivos debemos referirnos a la siguiente ecuación:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x}$$

Donde:

ϵ_0 = Constante dieléctrica del espacio libre ($8.8 \times 10^{-12} \text{ F / m}$)

ϵ_r = Constante dieléctrica relativa del aislante (1.0 para el aire)

C = Capacitancia

x = Separación entre las placas

A = Área de la superficie conductora

El método más común para modificar las propiedades de la capacitancia es la distancia de separación de las placas.

Para encontrar la sensibilidad K de un transductor capacitivo debido a cambios en la separación de las placas, Δx , se deriva la capacitancia C :

$$K = \frac{(\Delta C)}{(\Delta x)} = -\epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x^2}$$

Donde:

K = Sensibilidad de un transductor capacitivo

Note que la sensibilidad se incrementa cuando la separación entre las placas se acorta. Sustituyendo las ecuaciones, es posible encontrar una expresión que relaciona el porcentaje en el cambio de la capacitancia C respecto al cambio en la separación de las placas x , para pequeños desplazamientos:

$$\frac{dC}{dx} = \frac{-C}{x} \quad \text{y reorganizando} \quad \frac{dC}{C} = \frac{-dx}{x}$$

Los transductores capacitivos se emplean para detectar desplazamiento mecánico por el movimiento de una o de las dos placas del capacitor, produciendo entonces un cambio en la separación o en el área efectiva. Un montaje útil de sensores capacitivos es el



capacitor diferencial. Este tiene la ventaja de proporcionar mediciones de desplazamiento muy exactas. El circuito necesario para montarlo es similar al puente de wheatstone solo que en lugar de resistencias se usan capacitores. Se debe usar también una capacitancia variable para balancear el circuito. Este tipo de transductor es útil para medir presión sanguínea, registrar los movimientos de las paredes del pecho, presión plantar, sonidos del corazón y los pulsos radial y braquial. Para lograrlo, una de las placas del capacitor mantiene fija, mientras la segunda está unida a un miembro elástico.

En general se puede establecer que los sensores capacitivos tienen un tamaño pequeño, construcción robusta y un pequeño desplazamiento volumétrico. La señal de salida es débil por lo que precisan de amplificadores con el riesgo de introducir errores en la medición. Además, son sensibles a variaciones de temperatura.

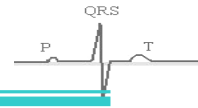
4.2.6 SENSORES PIEZOELÉCTRICOS.

El *efecto piezoeléctrico*, descubierto a finales del siglo XIX por Pierre y Jacques Curie⁴, hace referencia a algunos materiales que son capaces de generar un potencial eléctrico en respuesta a una deformación mecánica. Dicho potencial se genera a lo largo de ciertos ejes cristalográficos como respuesta a la deformación mecánica. El material sufre un reordenamiento de las cargas internas, tanto positivas como negativas, y por ende producen un potencial eléctrico. Para medir el potencial eléctrico generado se usan dos electrodos, su magnitud es proporcional a la deformación y dependiente en gran medida de la dirección en que se aplique la deformación.

El efecto piezoeléctrico es reversible, es decir que la aplicación de un potencial eléctrico a un cristal piezoeléctrico produce deformación. Ambas propiedades se han empleado considerablemente en la industria y en el diseño de bioinstrumentos. Los piezoeléctricos son dispositivos de *alta impedancia*, por esto solo pueden suministrar corrientes muy pequeñas. Si la *temperatura* es elevada lo suficiente, *punto Curie*⁵, estos materiales pueden perder sus propiedades. Debe notarse que una limitación de los piezoeléctricos es que *no tienen buena respuesta a la aplicación de una fuerza constante*, pero su

⁴ Pierre Curie nació en París el 15 de mayo de 1859, y estudió ciencias en la Sorbona. En 1880 él y su hermano Jacques observaron que se produce un potencial eléctrico cuando se ejerce una presión en un cristal de cuarzo, los hermanos llamaron piezoelectricidad al fenómeno

⁵ Pierre Curie descubrió que las sustancias magnéticas, a una cierta temperatura (punto de Curie), pierden su magnetismo



respuesta es adecuada para la medición de fuerzas mecánicas cambiantes. Su respuesta en frecuencia va desde unos pocos Hertz⁶ hasta el nivel de Mega Hertz.

Matemáticamente puede establecerse que la carga total inducida q es directamente proporcional a la fuerza f que se aplica sobre el piezoeléctrico:

$$q = k f$$

Donde k es una constante piezoeléctrica que depende del material. El cambio de voltaje se puede encontrar “asumiendo” que el sistema actúa parecido a un capacitor. Esta suposición tiene sentido, ya que un capacitor es un dispositivo que almacena energía. Aún cuando el piezoeléctrico no la acumule exactamente, el piezoeléctrico puede brindar un potencial tras la aplicación de la fuerza mecánica adecuada.

La carga en un capacitor q es proporcional al Voltaje V , y la constante de proporcionalidad es la capacitancia C . Reemplazando la relación conocida entre capacitancia y corriente se obtiene:

$i = C \frac{dV}{dt}$ pero sabemos que la corriente $i = \frac{dq}{dt}$ (donde q es carga). Reemplazando se

obtiene que $\frac{dq}{dt} = C \frac{dV}{dt}$, luego eliminamos dt e integramos para obtener que $q = CV$, y

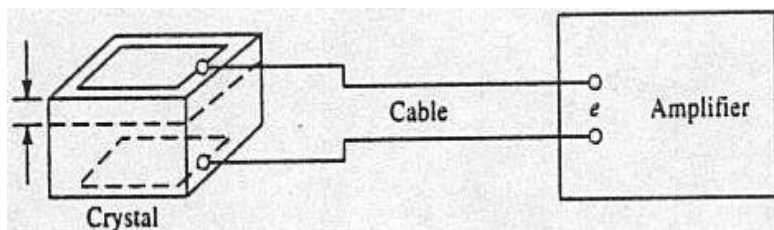
ahora valiéndose de la ecuación de capacitancia, se obtiene que:

$$V = \frac{k \cdot f}{C} = \frac{k \cdot f \cdot x}{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot A}$$

Algunos valores típicos para k son $2.3 \left[\frac{pC}{N} \right]$ (pico-Coulombs por Newton, 2.3×10^{-12})

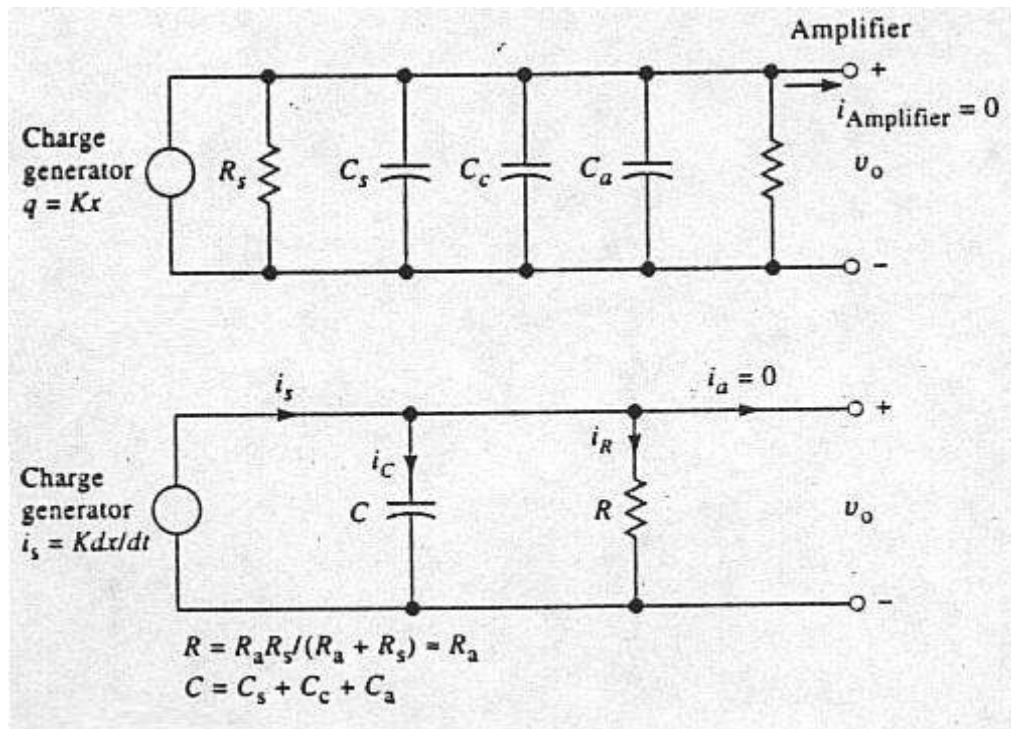
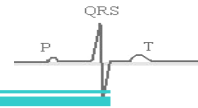
para el cuarzo y $140 \left[\frac{pC}{N} \right]$ para el titanio de bario. Así, un sensor piezoeléctrico de cuarzo, de 1 cm^2 de área y 1 mm de espesor produce un voltaje de 0.23 mV como respuesta a una fuerza aplicada de 10 g .

Bajo las mismas condiciones un piezoeléctrico de titanio de bario generaría 14 mV aproximadamente.



Circuito de un sensor piezoeléctrico acoplado a un amplificador.

⁶ La unidad de frecuencia; su símbolo es Hz.



(a) Circuito equivalente de un sensor piezoeléctrico, donde R_s es la impedancia de entrada, C_s, C_c, C_a son las capacitancias del sensor, cables y amplificador respectivamente; la última resistencia es la resistencia del amplificador. Note que q es la carga del generador.

(b) Si se suman en paralelo los capacitores, en paralelo las resistencias y si se cambia el generador de carga por uno de corriente se obtiene el circuito equivalente. (ver figura superior)

Los piezoeléctricos tienen una respuesta en frecuencia finita, así el interesado en calcular la frecuencia inferior de un sensor piezoeléctrico a -3 dB puede hacer uso de la siguiente ecuación:

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

La ecuación indica que para modificar la respuesta en frecuencia es posible valerse de dos variables: la capacitancia y la impedancia de entrada. Para ilustrar esta idea considere una capacitancia $C = 0.5 \text{ nF}$ y una impedancia de entrada $R = 5 \text{ M}\Omega$, reemplazando en la ecuación f_c , se obtendría $f = 64 \text{ Hz}$. Nótese que si se cambia el valor de R por un valor cualquiera, supóngase $500 \text{ K}\Omega$, la frecuencia aumentaría a 640 Hz . En bioinstrumentación algunas aplicaciones comunes de los piezoeléctricos se dan para medición de algunos eventos fisiológicos y registro de sonidos del corazón.



4.3 FISILOGIA DE LA TEMPERATURA Y ALGUNAS APLICACIONES BIOMEDICAS.

La fisiología de la temperatura humana (y en principio la de otros organismos vivos) se explica a través de los procesos de termogénesis y termólisis. *La termogénesis*, es decir la generación del calor es un producto del metabolismo celular. El cuerpo además expelle calor a través de la vasodilatación y sudoración, proceso denominado *termólisis*. En todo organismo es importante entonces contar con la *termorregulación* que no es más que el equilibrio entre los procesos de termogénesis y termólisis.

La medición de la temperatura humana aporta valiosa información para el médico ya que como se mencionó anteriormente esta es un reflejo de procesos celulares y sistémicos. Es característico que en pacientes en shock se presente una baja en la temperatura.

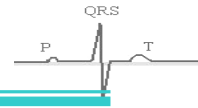
Igualmente sucede en anestesia o en algunos procedimientos médicos donde se induce hipotermia⁷ para reducir el metabolismo.

Dado que la temperatura es un fiel reflejo del funcionamiento del metabolismo celular y la homeostasis del cuerpo humano las temperaturas por encima del valor normal tienen importancia clínica. Durante las infecciones el sistema inmune aumenta la temperatura corporal como respuesta a ellas. Este aumento se persigue la desnaturalización de enzimas y proteínas de los patógenos que atacan el organismo y esa temperatura elevada se refleja en fiebre. De igual manera los procesos de inflamación y artritis poseen características de temperaturas elevadas del valor normal.

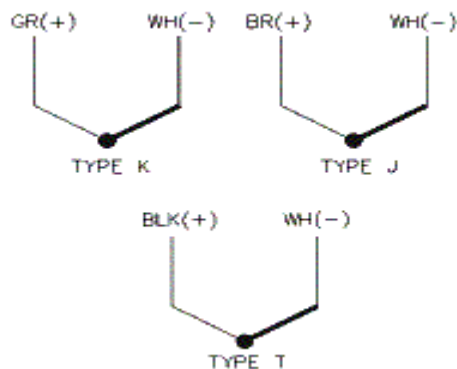
4.3.1 TERMOPARES.

Consisten en la unión de dos materiales (metales comúnmente) unidos en un extremo y producen un pequeño y único voltaje según la temperatura. El fenómeno es debido a dos efectos (Peltier y Thomson). El *efecto Peltier* hace referencia a una fuerza electromotriz FEM debida a la diferencia entre los dos metales, es decir que de acuerdo a una temperatura determinada se genera una diferencia de potencial (FEM) característica. El *efecto Thomson* también contribuye a las características del termopar y se asocia con otra FEM generada por un gradiente a través del mismo metal. Aún cuando las FEMs generadas son muy bajas es posible medirlas. Los voltajes generados por los diferentes tipos de termopar están relativamente bien estudiados y por eso es posible obtener tablas

⁷ Hipotermia, estado en el que la temperatura corporal desciende de forma brusca como consecuencia de la exposición al frío



completas de regresión que asocian un voltaje determinado con una temperatura. Así en aplicaciones prácticas se usan tablas de calibración, y no es necesario conocer a fondo los principios del efecto Peltier y Thomson que se explican por termodinámica.



(a) Algunos tipos clásicos de termopar.

(b) Algunos arreglos de termopar.

Para usar un termopar adecuadamente deben entenderse 3 leyes empíricas:

Ley de los circuitos homogéneos que establece que en un circuito compuesto por un solo metal homogéneo no se puede mantener una corriente eléctrica solo por la aplicación de calor.

La ley de los metales intermedios que establece que la FEM neta en un circuito que interconecta materiales diferentes es cero dado que se mantienen a la misma Temperatura.

Ley de las temperaturas intermedias o sucesivas donde se tiene un termopar que tiene dos extremos a temperaturas diferentes. Supóngase T_1 y T_2 . Con este arreglo se mide la FEM E_1 .

Manteniendo T_2 constante y cambiando el otro lado del termopar por una temperatura T_3 se mide una nueva FEM E_2 .

Si se quiere una FEM entre T_1 y T_3 entonces esa $E = E_1 + E_2$. Este tipo de arreglo con T_2 como una referencia es muy útil para determinar curvas de calibración.

Los termopares metálicos y no metálicos.

Entre las metálicas se encuentran los termopares tipo E, J, K y T que se usan para temperaturas de hasta 1000°C . Algunos termopares no metálicos como los tipos S, R, B se usan hasta 2000°C .

Las principales *ventajas* de los termopares son su bajo costo; rápida respuesta a cambios de temperatura; poseen razonable reproducibilidad y exactitud; y finalmente tienen un amplio rango para la medición de temperatura, aunque en aplicaciones biomédicas esto



puede implicar un sacrificio para la precisión debido a que su resolución puede no ser muy alta a cambios de temperatura muy pequeños. Gracias a su pequeño tamaño es posible adjuntarlas a sistemas de medición y control de temperatura en catéteres y agujas hipodérmicas.

Entre las *desventajas* de usar termopares podrían mencionarse su baja sensibilidad (normalmente entre 6.5 y 80 $\left[\frac{\mu V}{^{\circ}C}\right]$); proporcionan voltajes muy bajos que podrían verse afectados por ruido; su exactitud está normalmente limitada a una resolución de 0.5 $[^{\circ}C]$; y finalmente como es de esperarse en un dispositivo que varía su comportamiento de acuerdo a su temperatura tiene rangos de operación no-lineales problemáticos (por eso es importantísimo documentarse con las hojas de especificaciones de las diferentes marcas).

4.3.2 TERMISTORES.

Los termistores son semiconductores hechos de materiales cerámicos compuesto por una mezcla de óxidos metálicos de Manganeso, Ni, Co, Magnesio, Ti y otros. Son resistores térmicos con alto coeficiente negativo de temperatura. Es decir que la resistencia de los termistores incrementa a medida que la temperatura decrece y viceversa. Resistividades típicas de los termistores están entre 0.1 y 100 $[\Omega.m]$ para el diseño de bioinstrumentos.

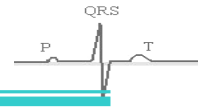
$$R_t = R_o \cdot e^{\left(\frac{\beta(T_o - T)}{T - T_o}\right)}$$

Donde:

β = constante del termistor

T_o = referencia estándar de temperatura.

Entre sus principales *ventajas* están el bajo costo, pequeño tamaño (pueden tener menos de 0.5 [mm] de diámetro), tienen alta sensibilidad a cambios de temperatura (-3 a -5%/ $^{\circ}C$), poseen buena estabilidad a largo plazo (0.2% variación anual) y tienen un tiempo de respuesta rápido, similar a los termopares. Entre sus *desventajas* pueden recalcar que tienen un rango limitado de temperatura -100 ~ 150 $[^{\circ}C]$ (Aunque para aplicaciones biomédicas esto puede ser muy bueno pues implica mejor resolución en las temperaturas de interés), poseen una relación no lineal R - T , es decir que son necesarias



curvas de calibración o al menos conocer los rangos más o menos lineales de funcionamiento, aún cuando este rango sea muy pequeño. Otros problemas pueden aparecer con los termistores en aplicaciones específicas, por ejemplo si se usan para termómetros neonatales que hacen contacto a la piel del bebe pueden generar reacciones adversas sin contar con que se caen fácilmente.

4.3.3 TERMOMETRÍA DE RADIACIÓN.

Existe una relación entre la temperatura de superficie del cuerpo y su poder de radiación, lo que significa que en principio es posible medir la T del cuerpo sin contacto directo. En la termografía médica se “mapea” la distribución de temperatura del cuerpo

$$W_{\lambda} = \frac{e \cdot C_1}{\lambda^5 \left(e^{\frac{C_2}{\lambda - T}} - 1 \right)}$$

con una sensibilidad de pocas décimas de grado Kelvin. Un cuerpo por encima del cero absoluto radia potencia electromagnética en una cantidad que depende de la temperatura y condiciones físicas.

Donde :

$$C_1 = 3.74 \times 10^4 \text{ (W.cm}^2/\mu\text{m)}$$

$$C_2 = 1.44 \times 10^4 \text{ (}\mu\text{m.K)}$$

T = temperatura del cuerpo negro, K

e = emisividad, la cantidad en la cual una superficie se desvía de un cuerpo negro, que posee e = 1.

Un cuerpo negro es un radiador térmico ideal: absorbe toda la radiación incidente y emite La máxima radiación térmica posible.

Se miden longitudes de onda y esa radiación se asocia con la temperatura respectiva.

Las señales son muy débiles y se deben amplificar y procesar.

La termometría ha sido utilizada para la determinación de la temperatura interna midiendo la magnitud de la radiación infrarroja emitida por la membrana timpánica. Este método tiene la *ventaja* que mide la temperatura real del cuerpo de estudio, y no se da entonces el proceso termodinámico de transferencia de calor de un cuerpo al otro. La termometría ha sido también usada para localización de arritmias, desordenes circulatorios (trombosis u oclusión de carótidas). En los últimos años se ha teorizado que la termometría puede ser un método útil para la detección temprana de cáncer de seno (aunque aún quedan muchas dudas si es efectivo o no).

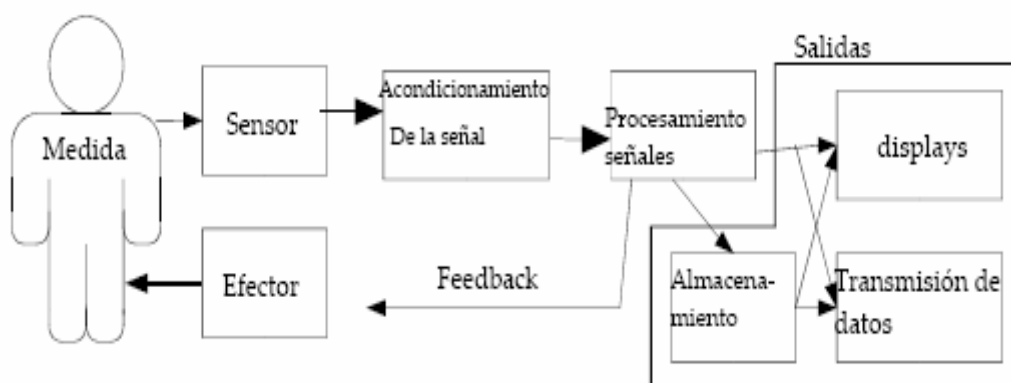


CAPITULO 5. BIOINSTRUMENTACION

5.1 BIOINSTRUMENTACION

La bioinstrumentacion es la aplicación de principios de ingeniería y de procedimientos para tomar medidas o recibir todo tipo de señales que son enviadas por los procesos que se generan dentro del cuerpo humano. Para poder recibir estas señales se diseñan dispositivos en su mayoría electrónicos, para ayudar a los médicos a tener datos para así poder detectar mas rápidamente algún tipo de disfunción o anomalías en los pacientes y resolver sus problemas médicos de una manera mas exacta, también con el avance de la tecnología se puede tener la ayuda de especialistas que se encuentren en cualquier parte del mundo sin la necesidad de estar en persona y tener una segunda opinión médica.

5.1.1 SISTEMA GENERALIZADO DE BIOINSTRUMENTACIÓN



La medida hace referencia a la cantidad o propiedad física objeto de la medición. Las mediciones de importancia médica pueden clasificarse como: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones (imágenes), desplazamiento (velocidad y aceleración), impedancia, temperatura y concentraciones químicas.

Un *transductor* es un dispositivo que convierte una forma de energía a otra. Usualmente la conversión es a energía eléctrica y entonces se denomina *sensor*. Idealmente un transductor debe responder solo a la energía presente en la medición y ser mínimamente invasivo.

Usualmente no es posible acoplar la salida del transductor al *display* directamente. Es necesario entonces hacer un *acondicionamiento y procesamiento de la señal*. Por ejemplo los biopotenciales tienen niveles de milivoltios. Si se trata de observar esta



señal en el osciloscopio tendríamos dificultades. Es entonces necesario amplificar la señal. Además, la señal amplificada esta afectada por el ruido y frecuencias indeseadas. Es entonces necesario filtrar la señal (procesamiento).

El *display* puede ser análogo o digital. El objetivo principal de un display es hacer perceptible una señal para nuestros sentidos. De manera visual pueden utilizarse displays análogos para señales que cambian continuamente. Displays digitales cuando queremos tener un valor exacto. Hay señales que son mejor percibidas por otros sentidos, por ejemplo el efecto Doppler¹ se hace reconocible a través del sentido auditivo. Existen además elementos auxiliares. Señales de calibración, señales de control y realimentación (feedback) tanto para la toma de la medida como para ajustar el sensado y el acondicionamiento de la señal. Además los datos pueden ser almacenados (imágenes médicas, estudios electrofisiológicos) o transmitidos (telemedicina).

5.1.2 ADQUISICIÓN DIGITAL DE SEÑALES BIOMEDICAS

Las señales biológicas transportan información útil para la comprensión de los complejos mecanismos fisiopatológicos que subyacen al comportamiento de los seres vivos. Sin embargo, tal información no aparece directamente en las señales registradas “en directo”. Estas pueden estar enmascaradas por otras señales biológicas contemporáneas (efectos endógenos) o escondidas entre ruido producido por factores externos (efectos exógenos) al organismo. Por estas razones, usualmente se requieren algunos procesos adicionales para mejorar la información relevante y para extraer de ella los parámetros que cuantifican el comportamiento del sistema bajo estudio. Se pueden utilizar varias técnicas para tales propósitos. Los métodos en los dominios temporal y frecuencia incluyen filtrado, promedios, estimación espectral y otros. Aunque es posible trabajar con ondas continuas desde el punto de vista temporal, es generalmente conveniente convertirlas a un formato digital discreto antes de procesarlas. El progreso de la tecnología digital, tanto en software como en hardware, hace que el procesamiento digital sea más eficiente y flexible que el analógico. Las técnicas digitales poseen características interesantes: Su rendimiento es generalmente robusto, siendo relativamente sencilla la implementación de algoritmos complejos, y la precisión depende solo de los errores de truncado y redondeo, cuyos efectos se pueden

¹ Christian Doppler (1803-1853), físico y matemático austriaco, nacido en Salzburgo.
Efecto Doppler: Variación aparente de la frecuencia de cualquier onda emitida, por ejemplo luz o sonido, cuando la fuente de la onda se acerca o se aleja del observador



predecir y controlar por el diseñador. Además, los errores no son afectados por variables impredecibles como el envejecimiento de los componentes y la temperatura, los cuales degradan el comportamiento de los dispositivos analógicos. Más aun, los parámetros de diseño pueden modificarse de forma sencilla ya que esta operación se realiza vía software.

La figura 5.2 muestra una representación esquemática de un sistema general de adquisición. Son muchas las magnitudes físicas que pueden medirse desde los sistemas biológicos. Ellas incluyen cantidades electromagnéticas (corrientes, diferencias de potencial, campos, etc.), mecánicas, químicas o variables no eléctricas (presión, temperatura, movimientos, etc.). Las señales eléctricas pueden ser detectadas mediante sensores (principalmente electrodos), mientras que las magnitudes no eléctricas deben convertirse primero, por medio de transductores, en señales eléctricas que pueden ser fácilmente procesadas, transmitidas y almacenadas.

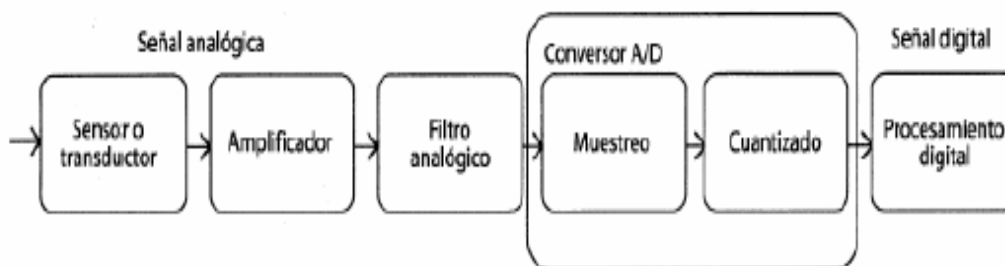


Fig. 5.2

Generalmente se necesita un bloque de pre-procesamiento analógico para amplificar y filtrar la señal con el objetivo de satisfacer los requerimientos del convertor A/D, compensar algunas características indeseables del sensor o reducir el ruido.

Aquí es importante destacar que el procedimiento de adquisición debe preservar la información contenida en la señal original. Este es un punto crucial cuando se registran señales biológicas, cuyas características a menudo son consideradas por los médicos como índices de patologías (es decir, el desplazamiento de del segmento ST en una señal ECG puede ser considerado como un indicador de isquemia², detención o disminución de la circulación de sangre a través de las arterias de una determinada zona; el patrón onda-pico en el EEG puede ser signo de epilepsia, y así). Por motivos como los citados, el sistema de adquisición no debe introducir distorsión que pueda resultar

² Isquemia, estado patológico de déficit de aporte sanguíneo a un órgano o tejido



engañosas o que destruya alteraciones patológicas reales. Por esta razón, el bloque de filtrado analógico debe diseñarse para una respuesta en frecuencia con módulo constante y fase lineal, al menos en la banda de paso, sobre las frecuencias de interés. El cumplimiento de tales requerimientos hace que la señal llegue sin distorsiones hasta el conversor A/D. Luego, la entrada analógica se convierte en una señal digital. Es decir, se transforma en una serie de números, discretizados tanto en tiempo como en amplitud, que pueden ser tratados por procesadores digitales. Idealmente, la conversión A/D puede dividirse en dos etapas: El proceso de muestreo, que convierte la señal continua en una serie temporal discreta, cuyos elementos son llamados muestras (samples), y un proceso de cuantización, el cual asigna el valor de amplitud de cada muestra dentro de un conjunto de valores discretos determinados. Ambos procesos modifican las características de la señal.

5.2 ELECTRODOS

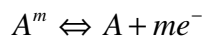
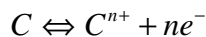
Para registrar los biopotenciales es necesario tener un elemento que haga interfase entre el cuerpo y el equipo de medida, este elemento es el electrodo. Dado que los electrodos son una interfase es necesario tener en cuenta que por ellos fluirá una corriente, generalmente muy pequeña pero ineludible. Además los electrodos forman una interfase de transducción entre una corriente de naturaleza iónica generada por el cuerpo y la convierten a una señal eléctrica transmitida al bioinstrumento. Los electrodos son el primer y principal elemento en la cadena de medida. Por tanto, el ruido que pueda generarse en dicho elemento adquiere especial importancia. Su función es la de transductor, debe convertir las corrientes iónicas, que son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas. Esta transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible, y además, no debe perturbar la señal a medir. Los parámetros importantes son pues, la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen a la entrada.

5.2.1 INTERFASE ELECTRODO – ELECTROLITO

Un electrolito es un elemento o sustancia susceptible de ser descompuesta por electrólisis. La interfaz electrodo-electrolito consiste en electrones que se mueven en una dirección opuesta a la de la corriente en el electrodo, cationes (C^+) moviéndose en la misma dirección de la corriente, y aniones (A^-) moviéndose en una dirección opuesta

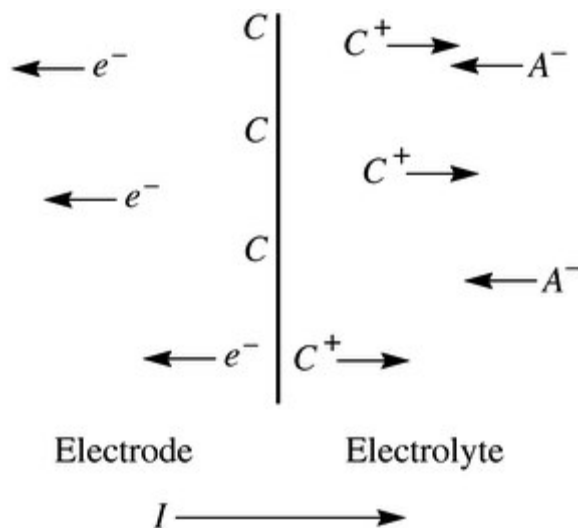


a la de la corriente en el electrolito. Lo que permite que estas cargas crucen la interfaz son las siguientes reacciones químicas:



Donde:

n es la valencia de C y m es la valencia de A



Esquemático de la interfaz electrodo – electrolito

El catión se descarga en el electrolito, mientras que el electrón permanece como un portador de carga en el electrodo; el anión que llega a la interfaz puede oxidarse a átomo neutro, dándole uno o más electrones libres al electrodo.

Ambas reacciones son reversibles; aun cuando no hay corriente cruzando la interfaz, estas reacciones ocurren, pero la razón de oxidación iguala a la de reducción, de tal manera que la transferencia de carga es cero.

Potencial de semi-celda: Es una diferencia de potencial, determinada por la naturaleza del metal involucrado, la concentración de sus iones en solución y la temperatura, al igual que por otros factores de segundo orden.

El potencial de semi-celda se produce cuando se coloca un metal en una solución que contiene iones (cationes³) de este metal. Cuando el metal entra en contacto con la

³ Catión, ion de carga positiva.



solución, inicialmente, la reacción predomina a la derecha o a la izquierda, dependiendo de la concentración de cationes en solución y las condiciones de equilibrio particulares. La concentración local de cationes en la solución en la interfaz cambia, lo cual también afecta la concentración de aniones en este punto, lo que da como resultado la diferencia de potencial en el electrolito que rodea al metal.

En la interfaz metal-electrolito, se da una separación de cargas que da por resultado una doble capa eléctrica. Los potenciales de semi-celda de todos los materiales utilizados en electrodos se pueden medir definiendo un electrodo específico (electrodo de hidrógeno) con un potencial de semi-celda igual a cero.

5.2.2 POLARIZACIÓN

Cuando existe una corriente eléctrica entre el electrodo y el electrolito, se altera el potencial de semi-celda. La variación se debe a la *polarización* del electrodo. La diferencia en potencial, entre el potencial de semi-celda con corriente y el potencial de semi-celda con corriente cero en equilibrio se conoce como *sobrevoltaje* (V_p).

El fenómeno de sobrevoltaje tiene 3 componentes:

- Sobrevoltaje ohmico (V_r): Es el resultado directo de la resistencia del electrolito.
- Sobrepotencial de concentración (V_c): Resulta de los cambios en la distribución de iones en el electrolito en la vecindad de la interfaz electrodo-electrolito.
- Sobrevoltaje de activación (V_a): Es una diferencia en voltaje entre el electrodo y el electrolito, dada por la barrera que hay que vencer para que ocurra la oxidación o reducción. Gobierna la cinética de la reacción.

Los tres mecanismos de polarización son aditivos, por lo tanto, el sobrevoltaje neto está dado por: $V_p = V_r + V_c + V_a$

Cuando dos soluciones iónicas acuosas de diferente concentración están separadas por una membrana semi-permeable selectiva a iones, se desarrolla un potencial eléctrico a través de esta membrana. El potencial está dado por la ecuación de Nernst:

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{a_1}{a_2} \right)$$



Donde: a_1 y a_2 son las concentraciones de los iones sobre cada lado de la membrana, n es la valencia del material del electrodo, R es la constante universal de los gases, F es la constante de Faraday y T es la temperatura absoluta en K. En soluciones diluidas la actividad iónica es aproximadamente igual a la concentración iónica. Cuando las concentraciones son altas, la actividad de los iones es menor que su concentración.

El potencial de semi-celda estándar está determinado a una temperatura estándar; el electrodo se coloca en un electrolito que contiene cationes del material del electrodo con una actividad unitaria. Cuando la actividad cambia, el potencial de semi-celda varía de acuerdo a la ecuación de Nernst:



$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{a_C^\gamma a_D^\delta}{a_A^\alpha a_B^\beta} \right)$$

Donde: E es el potencial de semi-celda, E^0 es el potencial de semi-celda estándar, n es la valencia del material del electrodo y a es la actividad de los constituyentes de la reacción.

Es posible calcular *el potencial de juntura líquido* como la diferencia de potencial entre dos soluciones electrolíticas que están en contacto y tienen diferentes concentraciones de iones con diferentes movilidades iónicas, sin necesidad de que exista una interfaz electrodo – electrolito.

Su magnitud esta dada por:
$$E_j = \frac{\mu^+ - \mu^-}{\mu^+ + \mu^-} \cdot \frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{a_+}{a_-} \right)$$

Donde: μ^+ y μ^- son las movilidades de los iones positivo y negativo, y a_+ y a_- son sus concentraciones.

5.2.3 ELECTRODOS POLARIZABLES Y NO POLARIZABLES:

Se clasifican dependiendo de lo que sucede con el electrodo cuando una corriente pasa entre él y el electrolito.

- *Electrodos perfectamente polarizables:* son aquellos en los cuales la carga cruza la interfaz electrodo-electrolito cuando una corriente es aplicada. En este caso, el electrodo se comporta como si fuera un capacitor.

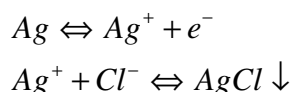


- *Electrodos perfectamente no polarizables:* son aquellos en los cuales la corriente pasa libremente a través de la interfaz electrodo-electrolito, sin requerimientos de energía para llevar a cabo la transición.

Electrodos hechos de metales nobles tales como el platino son los que se acercan más al comportamiento de los electrodos perfectamente polarizables, como el material de estos electrodos es relativamente inerte, es difícil que se oxide o se disuelva. Además, la corriente que pasa entre el electrodo y el electrolito cambia en primer lugar la concentración de iones en la interfaz, entonces la mayoría de los sobrevoltajes vistos a partir de este tipo de electrodos es del tipo Vc, sobrevoltaje de concentración. Las características eléctricas de tales electrodos muestran un fuerte efecto capacitivo.

5.2.4 ELECTRODO DE PLATA / CLORURO DE SODIO

El Ag/AgCl es un electrodo práctico, con un acercamiento a las características del electrodo no polarizable. Consiste en un metal cubierto con una capa delgada de un compuesto iónico (AgCl) soluble de ese metal con un adecuado anión⁴. Toda la estructura es inmersa en un electrolito que contiene el anión (Cl-) en concentraciones relativamente altas. El comportamiento del Ag/AgCl está gobernado por dos reacciones químicas:



La *primera* envuelve la oxidación de los átomos de plata en la superficie del electrodo para formar iones de plata en solución en la interfaz.

La *segunda* reacción ocurre inmediatamente después de la formación de los iones Ag^+ . Estos iones se combinan con los iones Cl^- en solución, para formar el componente iónico AgCl; este último es muy poco soluble en agua, por lo que la mayoría se precipita sobre el electrodo de plata contribuyendo así al depósito de cloruro. La razón de precipitación y de retorno a la solución es una constante k , conocida como *producto de solubilidad*.

$$a_{\text{Ag}^+} x a_{\text{Cl}^-} = k$$

⁴ Átomo que gana un electrón, ion de carga negativa.



En los fluidos biológicos, la concentración de los iones Cl^- es relativamente alta, lo cual le da una actividad tal que es un poco menor que la unidad. El producto de solubilidad del $AgCl$ es del orden de 10^{-10} ; esto significa que cuando el electrodo está en contacto con los fluidos biológicos, la actividad del Ag^+ debe ser muy baja, por el mismo orden de magnitud del producto de solubilidad. Existen muchos procedimientos que pueden ser usados para fabricar los electrodos $Ag/AgCl$. Dos de ellos son de particular importancia en los electrodos biomédicos:

- El primero, es el proceso electrolítico para la formación de electrodos de $Ag/AgCl$.
- La segunda forma de producir electrodos $Ag/AgCl$ es mediante un proceso de incrustación que forma electrodos de píldora. El electrodo $Ag/AgCl$ presenta la mayor parte de su ruido en frecuencias bajas.

5.2.5 OTROS ELECTRODOS

Electrodos de calomel

Presenta características aproximadas a las del electrodo perfectamente no polarizable. Ampliamente utilizado en mediciones de pH.

Electrodo para la medición de pH.

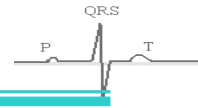
Consiste en un electrodo de vidrio (una membrana de vidrio delgada que solo permite el paso de iones de hidrógeno en la forma H_3O^+). Es independiente de los potenciales de oxidación y reducción, no es necesario pasar un gas a través de la solución o adicionarle algún material, es posible utilizar muy pocas cantidades de solución y éstas pueden estar coloreadas o turbias. El rango de pH para el cual se obtienen respuestas exactas puede ser restringido.

Electrodo para la medición de PCO_2

Consiste en un electrodo para pH de vidrio estándar cubierto por una membrana de caucho permeable al CO_2 .

Electrodo para la medición de PO_2

El electrodo de oxígeno proporciona un mecanismo de medición de la presión parcial de oxígeno (PO_2) directamente en el punto de inserción en el tejido. Consisten en un alambre de platino colocado en un mango de vidrio aislante con el extremo del alambre expuesto a la solución bajo prueba. Este electrodo presenta una leve disminución de corriente con el tiempo.

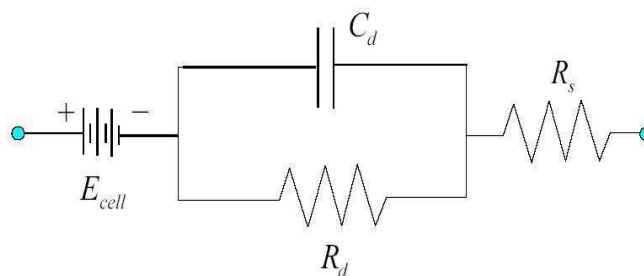


5.2.6 FUNCIONAMIENTO Y MODELO DE CIRCUITO DE UN ELECTRODO

Las características corriente-voltaje de la interfase electrodo-electrolito no son lineales, son sensibles a la densidad de corriente, y dependientes de la forma de onda y la frecuencia. Para entradas senoidales, las características terminales de un electrodo tienen tanto una componente resistiva como una reactiva, esto se puede modelar como resistencia en serie con una capacitancia.

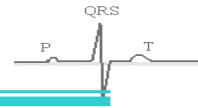
El circuito equivalente serie simple, sin embargo, no representa el cuadro completo. Se encuentra que los elementos del circuito son dependientes de la frecuencia y, a densidades de corriente electrónicas más altas, también depende de la corriente. Al aumentar la frecuencia resulta una disminución tanto en la resistencia como en la capacitancia serie, mientras que un incremento de densidad de corriente ocasiona incremento de capacitancia serie de la resistencia (a densidad de corriente $> 1\text{mA/cm}^2$).

El circuito equivalente resistencia-capacitancia en serie se desvirtúa a frecuencias muy bajas, donde el modelo sugiere una impedancia que tiende a infinito cuando la frecuencia tiende a DC. Para evitar este problema convertimos el circuito a RC paralelo, donde la impedancia es puramente resistiva a frecuencias muy bajas. Si combinamos este circuito con una fuente de voltaje que represente el potencial semi-celda y una resistencia serie que representa la resistencia del electrolito, llegamos al circuito equivalente para un electrodo de biopotencial :



Circuito equivalente para un electrodo biopotencial en contacto con un electrolito. E_{cell} es el potencial de semi-celda, R_d y C_d compensan la impedancia asociada con la interfase electrodo-electrolito y los efectos de polarización, y R_s es la resistencia en serie total en el circuito debido al electrolito y al alambre conector del electrodo.

En este circuito, R_d y C_d representan componentes resistivas y reactivas. Estas componentes aun son dependientes de frecuencia y de densidad de corriente. Sin embargo, ya que el circuito es RC paralelo, la dependencia no es como para los circuitos básicos en serie. Las componentes también tienen un significado físico. C_d representa la



capacitancia en la doble capa de caras de la interfase electrodo-electrolito. R_d representa resistencia de fuga a través de esta doble capa.

El circuito equivalente demuestra que la impedancia del electrodo depende de la frecuencia. A frecuencias altas, donde $\frac{1}{\omega C} \ll R_d$, la impedancia toma un valor constante R_s . A bajas frecuencias, donde $\frac{1}{\omega C} \gg R_d$, la impedancia es constante otra vez pero su valor es ahora $R_s + R_d$, a frecuencias entre estos dos extremos, la impedancia del electrodo depende de la frecuencia.

5.3 LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y EL ARTEFACTO POR MOVIMIENTO

Al tomar biopotenciales de la superficie de la piel se debe considerar una interfaz adicional, la interfaz entre el electrodo-electrolito y la piel, esto ayuda a comprender el comportamiento del electrodo. Casi siempre para unir un electrodo a la piel se utiliza un gel para electrodos transparente el cual contiene Cl^- como principal unión para mantener un buen contacto. Otra alternativa es utilizar una crema para electrodos la cual también contiene este anión y tiene la consistencia de una crema de manos. Entre este gel o crema y el electrodo hay una interfaz que es la interfaz electrodo-electrolito, pero la interfaz entre el electrolito y la piel es diferente.

La piel consiste de tres capas principales que rodean el cuerpo para protegerlo de medio ambiente y también sirven como interfaces. Para representar la conexión entre un electrodo y la piel por medio de un gel se debe ampliar el circuito anterior al siguiente circuito ilustrado en la figura 5.5:

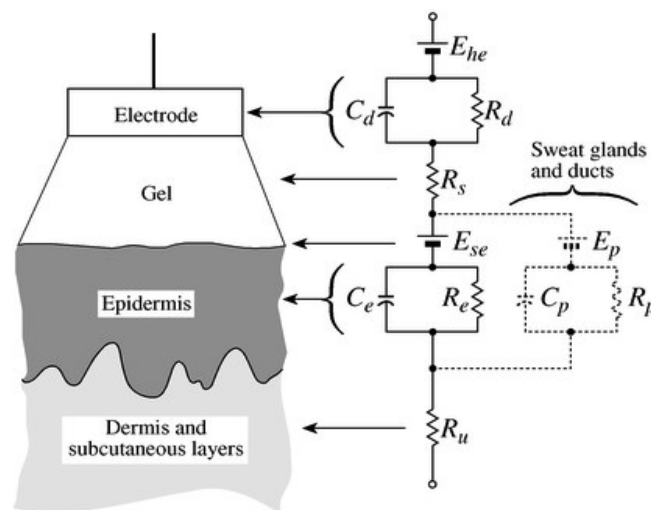


Fig.5.5 Interfaz electrodo-piel.



El circuito equivalente a la interfaz electrodo-electrolito es el que esta al lado del gel-electrodo, R_s es la resistencia efectiva entre la piel y el electrodo, de tal modo que si hay una diferencia en la concentración de iones al lo largo de la membrana hay una diferencia de potencial E_{se} , la cual esta dada por la ecuación de Nerst.

La capa epidérmica tiene una impedancia eléctrica y se comporta como un circuito RC en paralelo, para 1cm^2 la impedancia de la piel se reduce desde $200\text{k}\Omega$ a 1Hz hasta 200Ω a 1MHz la dermis y las capas subcutáneas se comportan como resistencias.

Piel sudorosa	0.5 $\text{K}\Omega$
Piel seca	20 $\text{K}\Omega$
Piel con problemas (reseca, enfermedades)	500 $\text{K}\Omega$

La impedancia de la piel.

Se puede reducir el efecto del estrato corneo removiéndolo de debajo del electrodo, hay varios métodos para remover este estrato como frotar la piel con una gasa humedecida en acetona, esto ayuda a la estabilidad de la señal. El otro circuito RC es debido a que el fluido secretado por las glandulas y conductos sudoríparos contiene iones Na^+ , K^+ y Cl^- , este solo se toma en cuenta cuando se va a medir la respuesta electrodérmica.

Cuando un electrodo polarizable esta en contacto con un electrolito se forma un capa doble de cargas como se ilustra en la figura 5.6.

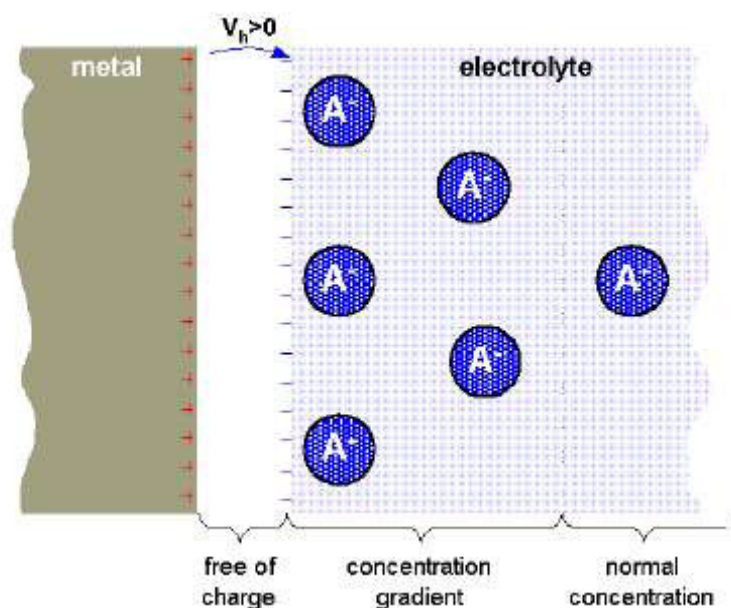


FIG. 5.6



Si el electrodo se mueve con respecto al electrolito, se cambia momentáneamente la distribución de las cargas en la interfase esto provoca un cambio momentáneo en el potencial de célula medio hasta que se restablece el equilibrio. Cuando hay dos electrodos en interfaz con un electrolito y uno se mueva con respecto a otro aparece una diferencia de potencial durante el movimiento, esto se llama artefacto por movimiento, lo cual causa gran interferencia al medir biopotenciales.

El artefacto por movimiento se minimiza con un electrodo no polarizable, cuando se toman señales de baja frecuencia es cuando mas se encuentra ruido. Hay más problemas para medir señales como ECG, EEG, EOC que con EMG y AAP debido a sus bajas frecuencias. Para filtrar la señal puede ser efectivo pero en algunos casos esto distorsiona la señal.

El estiramiento de la piel causa un cambio en el potencial de la piel de 5 a 10 mV este cambio se considera como un artefacto por movimiento.

5.4 ARREGLOS DE ELECTRODOS

Los arreglos de electrodos implantables pueden ser fabricados usando grupos de alambres finos aislados, pero esta técnica consume mucho tiempo y dinero. Una forma de minimizar éste problema es utilizando tecnología de micro fabricación para realizar arreglos de 2 ó 3 dimensiones, también pueden ser utilizados arreglos lineales de una sola dimensión.

Un típico arreglo lineal de una sola dimensión consiste en unos electrodos cuadrados de 40 μm cada uno colocados uno delante de otro y conectados a unas pequeñas películas conductoras (generalmente de oro) que tienen un recubrimiento aislante que conducen a los contactos; estos arreglos de electrodos son usados para medir los biopotenciales del miocardio. Además tienen la ventaja de ser flexibles por lo que se minimiza el daño tisular que pueda ser causado por movimientos como la contracción y la relajación muscular.

Los arreglos de electrodos en 2 dimensiones son útiles para monitorear los biopotenciales de la superficie de un órgano, como pudiera ser el corazón, éstos arreglos de electrodo generalmente son una extensión del razonamiento usado para la fabricación de arreglos de 1 dimensión; por lo que son usados pequeños electrodos puestos sobre una superficie (bien sea rígida o flexible) y cada electrodo va conectado por medio de películas o cables conectores a la instrumentación asociada, ésta interconexión puede resultar muy problemática debido a la gran cantidad de conexiones que se debe utilizar. Otro arreglo en 2 dimensiones es el arreglo de electrodos “sock” (son esferas de plata de



1mm de diámetro) en el que cada electrodo se coloca en la punta de un alambre aislado que conecta el electrodo con la instrumentación asociada, entonces al colocar varios de estos alambres formando un plano conseguimos un arreglo en 2 dimensiones.

El proceso de fabricación de los arreglos de electrodos en 2 dimensiones puede ser simplificado usando un circuito integrado (que sea de diferentes capas de sustrato cerámico) como el arreglo de electrodos.

5.4.1 ELECTRODOS PARA LA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DE LOS TEJIDOS

Los electrodos utilizados para la estimulación eléctrica de los tejidos siguen el mismo diseño general que aquellos utilizados en el registro de biopotenciales. Difieren en que en este caso pequeñas corrientes del orden de los miliamperios atraviesan la interfase electrodo-electrolito.

Al estudiar los electrodos estimuladores, se debe considerar que la corriente neta a través de la interfase electrodo-electrolito no siempre es cero. Si se utiliza un pulso estimulante bifásico, la corriente promedio es cero durante periodos largos de tiempo. Sin embargo, durante el ciclo del estímulo, hay períodos en los cuales la corriente neta a través del electrodo va en una dirección en un tiempo y en otra en otro tiempo diferente. Además, las magnitudes de las corrientes de las dos direcciones pueden ser diferentes. Por lo tanto se puede idealizar, que el circuito equivalente cambia cuando el estímulo avanza. Por lo tanto, el circuito equivalente efectivo para el electrodo está determinado por los parámetros del estímulo, principalmente la corriente y la duración del mismo.

En la estimulación con voltaje constante la corriente correspondiente al flanco de subida salta en un paso grande pero cuando quede establecida la distribución de la carga de polarización caerá a su bajo valor en el estado estable. Cuando el voltaje cae, la corriente parece cambiar de dirección pero luego retorna a cero. Esto se debe a la disipación del refuerzo de cargas de polarización en la interfase electrodo-electrolito.

Al escoger los materiales se debe mirar las reacciones químicas que ocurren entre el electrodo y el electrolito para que la corriente no oxide el electrodo y por ende no aumente la concentración de sus iones, ya que esto puede limitar su vida útil y también puede ser toxico para los tejidos en donde se encuentra. También se puede reducir el material cambiando las características del material. Por eso se utilizan metales nobles que sus reacciones son mínimas y de hecho la polarización de estos electrodos es grande.



5.5 SUGERENCIAS PRÁCTICAS EN LA UTILIZACIÓN DE ELECTRODOS

Para medición y estimulación se debe tener en cuenta. Construir el electrodo y algunas partes del alambre conector (especialmente la expuesta la electrolito) del mismo material.

La soldadura o un tercer material no se deben utilizar para conectar el electrodo a su cable conector si no es seguro que este no hará contacto con el electrolito. No se deben utilizar metales diferentes para establecer contacto ya que sus potenciales de semi-celda son diferentes, y ya que están en contacto con el mismo electrolito puede producir una reacción electroquímica que podría ocasionar una polarización adicional y a veces una corrosión de uno de los metales. Cuando el potencial de semi-celda es menos estable puede incrementar el ruido eléctrico proveniente del electrodo.

Al utilizar pares de electrodos para mediciones diferenciales como los utilizados para detectar potenciales superficiales sobre el cuerpo es mucho mejor utilizar el mismo material para cada electrodo ya que los potenciales de semi-celda son aproximadamente iguales.

Los cables conectores de los electrodos colocados sobre la superficie de la piel deben ser extremadamente flexibles aunque fuertes para que no se desconecten al manipularse para colocarlos en la posición deseada sobre la piel.

Cuando el cable conector entra en contacto con el electrodo se pueden presentar fallas debido a flexiones repetidas en ese punto, para contrarrestar ese efecto se puede aumentar gradualmente el diámetro del cable hasta uno cercano al del electrodo y se pueden así distribuir las fuerzas flexoras sobre porciones más grandes del cable.

Cuando los electrodos se encuentran en un ambiente húmedo o deben ser remojados con alguna solución se deben utilizar aislamientos adecuados para la aplicación particular.



5.6 INTERFERENCIAS EN EL SISTEMA DE MEDIDAS

La amplificación y registro de biopotenciales, presentan frecuentemente problemas de interferencias originados por la red de distribución eléctrica. La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente. Al tratarse de campos de baja frecuencia se estará siempre en campo próximo y el campo magnético y eléctrico serán independientes. Además, podrán utilizarse circuitos de parámetros concentrados para analizar las diferentes causas de la interferencia.

Estas se pueden separar en dos grupos:

- Interferencias de origen interno
- Interferencias de origen externo

Las interferencias de origen interno provienen del propio equipo de medida y las causas pueden ser varias. La más común es la fuente de alimentación cuando el equipo esta conectado a la red eléctrica. El origen de estas interferencias se puede resumir en cuatro:

- Interferencias por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación.
- Interferencias por el acoplamiento capacitivo entre primario y secundario en dicho transformador
- Acoplamientos capacitivos en el interior del equipo.
- Interferencias superpuestas a las tensiones continuas de alimentación de los distintos circuitos.

La solución a este tipo de interferencias pasa por un cuidadoso diseño tanto del circuito de acondicionamiento de señal como de la fuente de alimentación. En algunos de los equipos diseñados y utilizados para el registro del ECG se ha optado por el empleo de dos fuentes de alimentación. La primera alimenta la parte de acondicionamiento de señal no aislada, que va conectada a la tarjeta de adquisición de datos. La segunda fuente alimenta únicamente la parte aislada conectada al paciente y se obtiene a partir de la primera fuente, o bien se obtiene a partir de baterías, con lo cual se consigue un doble aislamiento.

Las interferencias de red de origen externo son las más estudiadas. Los caminos por los cuales se acoplan pueden resumirse en cinco. Se pueden hacer dos distinciones: las interferencias causadas por campo eléctrico, acoplamiento capacitivo, y las causadas por campo magnético.



En las interferencias de origen externo producidas por campo eléctrico se pueden distinguir tres:

- Acoplamiento capacitivo a los cables de medida
- Acoplamiento capacitivo a los electrodos
- Acoplamiento sobre el paciente

En las interferencias producidas por campo magnético se pueden distinguir dos:

- Interferencias en modo diferencial producidas por la caída de tensión sobre el tórax debido a corrientes inducidas en el interior del paciente por un campo magnético exterior
- Interferencias inducidas en el bucle de medida por la presencia de un campo magnético.

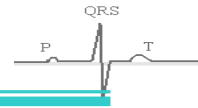
5.7 BIOINFORMATICA

La Investigación Biomédica, una disciplina basada en la información, esta inmersa en profundos cambios a medida que las nuevas aproximaciones experimentales generan enormes volúmenes de datos sin precedentes. La Biología y la Medicina están apoyándose cada vez más en la aplicación de las Ciencias de la Información. La Bioinformática, el campo interdisciplinario que se encuentra en la intersección entre las Ciencias de la Vida y de la Información, proporciona las herramientas y recursos necesarios para favorecer la Investigación Biomédica. Este campo interdisciplinario comprende la investigación y desarrollo de herramientas útiles para llegar a entender el flujo de información desde los genes a las estructuras moleculares, a su función bioquímica, a su conducta biológica y, finalmente, a su influencia en las enfermedades y en la salud.

La Bioinformática comprende tres subespecialidades:

La investigación y desarrollo de la infraestructura y sistemas de información y comunicaciones que requiere la biología moderna. (Redes y bases de datos para el genoma, estaciones de trabajo para procesamiento de imágenes). Bioinformática en sentido estricto.

La computación que se aplica al entendimiento de cuestiones biológicas básicas, mediante la modelación y simulación. (Sistemas de Vida Artificial, algoritmos genéticos, redes de neuronas artificiales). Biología Molecular Computacional.



El desarrollo y utilización de sistemas computacionales basados en modelos y materiales biológicos. (Biochips, biosensores, computación basada en DNA). Los computadores basados en DNA se están empleando para la secuenciación masiva y el screening de diversas enfermedades, explotando su característica de procesamiento paralelo implícito.



CAPITULO 6. DISEÑO DE ELECTROCARDIOGRAFO PARA DIAGNOSTICO REMOTO.

Gracias a los avances tecnológicos de los últimos años, las computadoras pueden ser utilizadas para el análisis de señales, control de presión y temperatura, e incluso en la detección de enfermedades en animales y personas. Por ejemplo, los automóviles más modernos cuentan con potentes computadoras que se encargan desde medir el nivel del tanque de combustible hasta controlar el sistema de tracción y frenos. En algunos países, la cantidad y tipos de fertilizantes a usar en la agricultura es automáticamente calculado tomando información del tipo de clima y suelo vía satélite.

En el campo de la medicina encontramos muchas aplicaciones donde se utilizan computadoras: auto analizadores, sistemas de monitoreo de pacientes, y en particular en electrocardiógrafos. Dada la importancia de estos últimos en el diagnóstico de patologías cardíacas y su alto precio, decidimos desarrollar un instrumento de bajo costo que pueda ser utilizado tanto en hospitales como en el hogar sin importar el lugar geográfico en que se encuentren.

6.1 DISEÑO ELECTRÓNICO.

Uno de los requerimientos principales del proyecto consiste en que el sistema desarrollado cumpla ante todo con una excelente precisión de medición con el fin de lograr diagnósticos concisos y confiables. A través de un diseño concebido a partir de componentes electrónicos fáciles de encontrar comercialmente, es posible lograr un prototipo económico atractivo para el mercado.

La estrategia propuesta es desarrollar un equipo basado en un sistema de adquisición que recopila los datos del paciente y hace uso de una computadora personal para el procesamiento de la información y su transmisión remota.

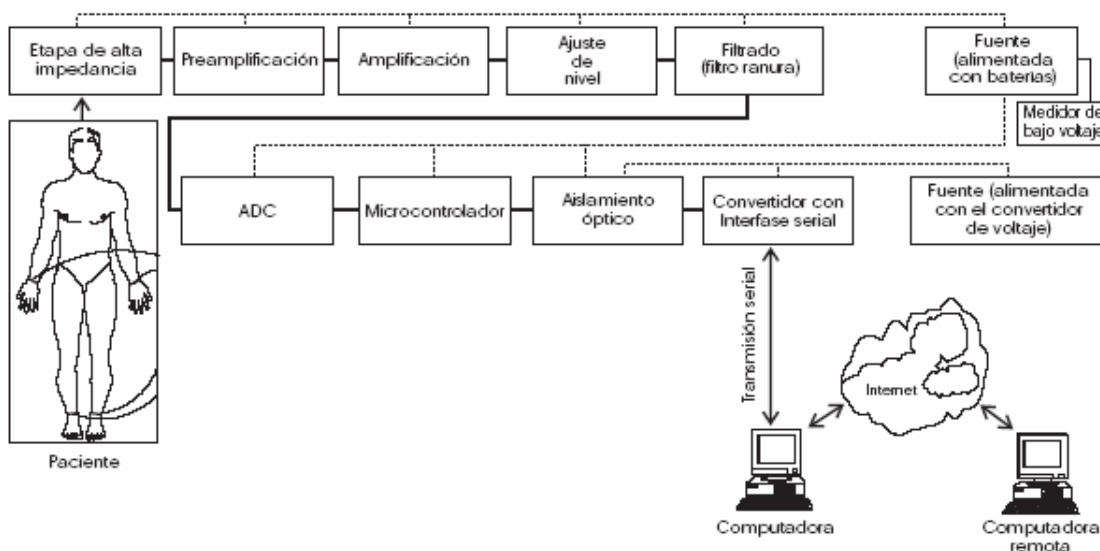
El software deberá ejecutarse en cualquier computadora compatible con PC o Macintosh (corriendo un emulador de Windows, como lo es Virtual PC), almacenar las lecturas de los estudios del paciente y permitir su transmisión a través de Internet.

Entre otras características, el sistema de información deberá garantizar la confidencialidad de la información almacenada.



El electrocardiógrafo es un sistema que para su diseño se dividió en cinco etapas:

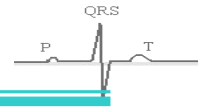
1. Obtención de datos.
2. Amplificación de la señal cardiaca y digitalización.
3. Filtrado
4. Construcción de interfase.
5. Presentación de resultados



6.1.1 ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.

Los amplificadores constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y al entorno físico de aplicación.

Las señales biológicas se caracterizan por un bajo nivel de amplitud. En particular, la actividad eléctrica del corazón consiste en una serie de impulsos miogénicos sincronizados, destinados a generar la activación mecánica del miocardio para cumplir con la función eyectora de la sangre. Los impulsos eléctricos se propagan a través del cuerpo, generando biopotenciales a nivel de la epidermis que están directamente relacionados con la actividad eléctrica cardiaca. Esta actividad se manifiesta con señales comprendidas en el rango 0.1 – 1.0 mV, cuyo contenido de frecuencias se muestra en la Figura 6.1. Se desprende que la señal electrocardiográfica (ECG) está compuesta principalmente por frecuencias menores a 30 Hz.



Los amplificadores de uso en electrocardiografía deben ser capaces de aumentar convenientemente estos niveles sin alterar la forma de la señal, que tiene valor diagnóstico.

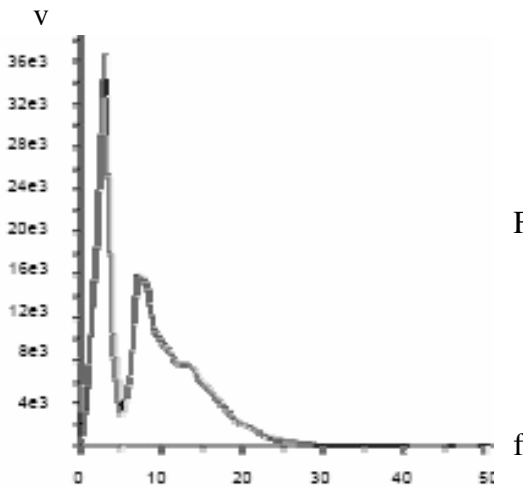


Fig.6.1

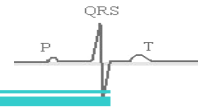
Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología, y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

1. Impedancia de entrada $> 5 \text{ M}\Omega$
2. Impedancia de salida $< 100 \Omega$
3. Razón de Rechazo en Modo Común (RRMC, CMRR) $> 1400:1$
4. Respuesta en frecuencia 0.05- 100 Hz (3 dB)
5. Protección contra 6500 V de sobrevoltaje entre entradas
6. Ganancia de 1125

El objetivo de este trabajo es presentar el diseño y la construcción de un amplificador de bioinstrumentación que satisface las exigencias para su utilización como electrocardiógrafo. El amplificador forma parte de un sistema integral de captura, conversión digital y procesamiento en tiempo real de bioseñales adquiridas *in vivo*, como se muestra esquemáticamente en la Figura 6.2.



Fig.6.2



De acuerdo con las especificaciones, el amplificador debería dejar pasar frecuencias mayores que 0.05 Hz, por lo que se necesita un filtro. El capacitor podría ubicarse en las líneas de entrada, pero sólo en combinación con resistores de valor muy alto para no disminuir la impedancia de entrada. Sin embargo, las corrientes de continua de los amplificadores operacionales a través de los resistores del filtro desarrollarían caídas de tensión de lo suficientemente elevadas para saturar los amplificadores operacionales.

6.1.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.

En todo circuito de adquisición de señales es deseable que el rechazo de modo común en la etapa de amplificación sea lo suficientemente alto para evitar que señales eléctricas no deseadas o ruido sea amplificado al mismo tiempo con la señal de entrada. Por esta razón se decidió colocar un amplificador diferencial cuya principal característica es una alta relación de rechazo de modo común (CMRR).

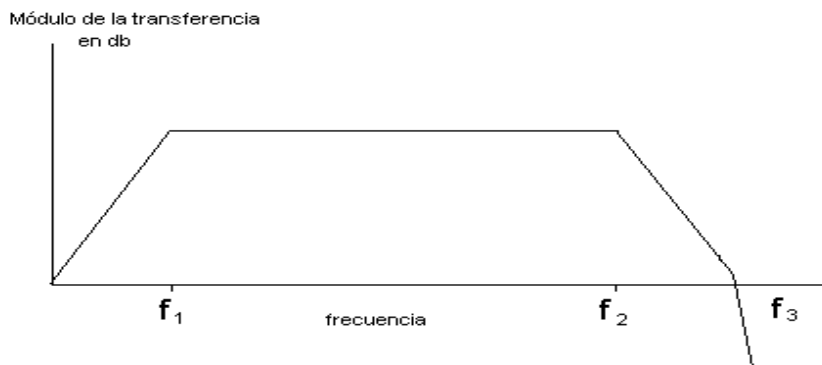
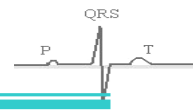
Los amplificadores de instrumentación se utilizan para medir señales de bajo nivel en entornos ruidosos. Un amplificador de instrumentación mide la diferencia entre sus entradas, proporciona ganancia y una tensión de salida asimétrica con relación a un punto de referencia. Una función clave del amplificador de instrumentación es la relación de rechazo en modo común (CMRR), que le permite rechazar el ruido en ambas entradas y medir de forma precisa la diferencia de tensión de interés.

6.1.3 Rechazo de Modo Común en Amplificadores de Instrumentación

El rechazo en modo común (CMRR) es la capacidad que tiene un amplificador operacional de rechazar o atenuar señales idénticas aplicadas simultáneamente en sus entradas, con esto se quiere decir que son señales idénticas o en común y esto nos ayuda a atenuar o disminuir el ruido.

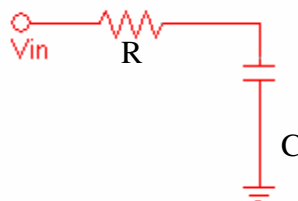
Para lograr digitalizar los bajísimos niveles de tensión entregados por el corazón humano, utilizamos amplificadores operacionales en distintos modos de funcionamiento y dispuestos en cascada. De esta manera, obtenemos como resultado una señal que satisface los requerimientos del resto del sistema.

El amplificador biopotencial a utilizar se diseñó para obtener una transferencia con las siguientes características.



Los parámetros son:

- La frecuencia de corte del Electrocardiógrafo es $f_2 = 150$ Hz.
- El circuito debe presentar una impedancia de entrada muy grande por protección al paciente.
- Se requiere el circuito de realimentación a la pierna derecha de manera de disminuir el modo común del paciente.
- El circuito además debe bloquear la componente de continua de la salida, pero debe tener buena respuesta a muy bajas frecuencias. Los valores de los componentes se diseñaron para tener $f_1 = 0.06$ Hz.
- A la entrada, se coloca un filtro pasabajos para maximizar la relación señal a ruido.





6.2 AMPLIFICACIÓN DE SEÑAL.

El amplificador se diseñó usando amplificadores de instrumentación INA121 de la firma Burr-Brown Corporation, cuyo estructura interna se muestra en la figura 6.3

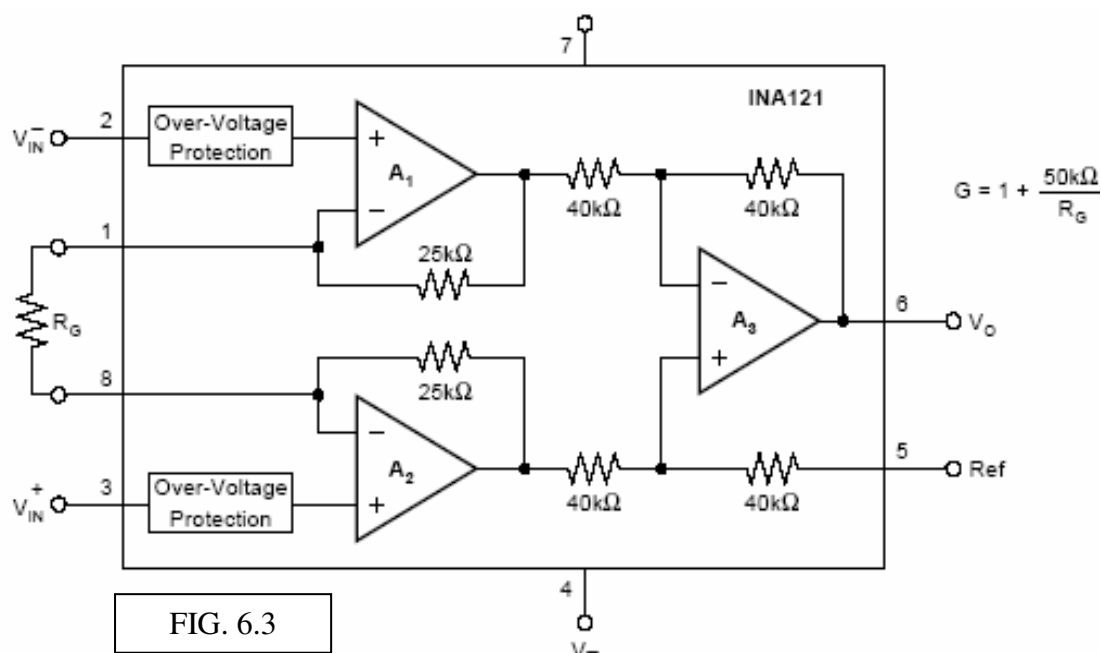
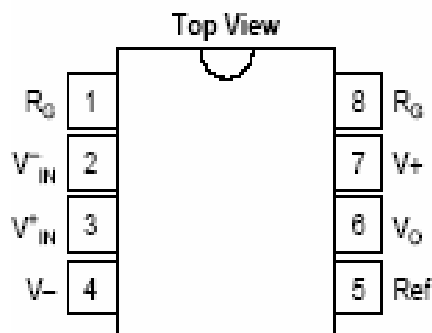


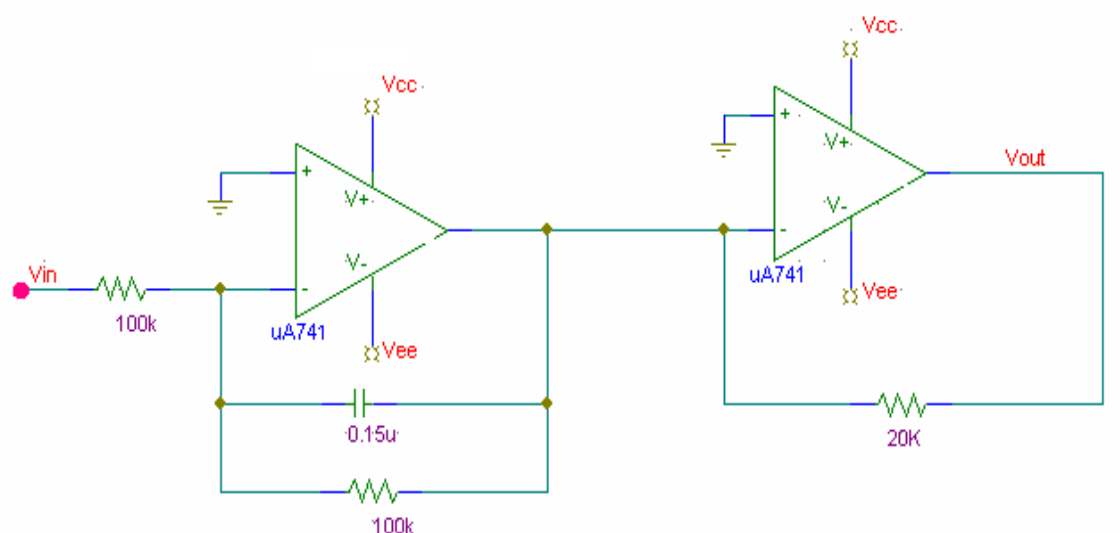
FIG. 6.3

Con el amplificador INA121, consultando su hoja de especificaciones, comprobamos que cuenta con muy buenas prestaciones para este proyecto, ya que cumplen con las normas para ello, como es la alta impedancia de entrada, una alta ganancia, la cual se puede variar con un resistor externo (R_G), y un alto CMRR, a una ganancia de 100 el CMRR es de 106 dB, respuesta en frecuencia adecuada.

La ganancia la modificamos conectando un potenciómetro entre los pines 1 y 8 del amplificador ya que la ganancia se calcula por la siguiente formula: $G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$

Después de esta etapa de amplificación, se pasó la señal a otra etapa, etapa de postamplificación, la cual se encargará de amplificar la señal para su digitalización. Esta etapa se construyó con amplificadores operacionales uA741 de la firma Texas Instruments, el circuito se muestra a continuación:



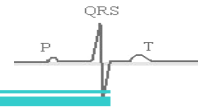


6.3 DIGITALIZACIÓN DE SEÑAL.

Para la conversión, se empleó el microcontrolador 68HC11-E9 de Motorola, del cual vamos a utilizar su convertidor A/D y su capacidad para comunicarse a través del puerto serie a una PC. Para la digitalización se ha desarrollado un programa que se encargará de hacer las conversiones A/D y enviarlas a la computadora por medio del puerto serie, el programa fue desarrollado en el lenguaje ensamblador propio del microcontrolador. El dispositivo se debe de conectar a través del puerto USB¹, por lo que al no contar el microcontrolador con salida USB para la comunicación con la PC, se tuvo que utilizar un adaptador Serie $\leftrightarrow$ USB.

Añadiendo concentradores, una PC puede soportar hasta 127 periféricos USB. USB es una especificación de las empresas Compaq, Intel, Microsoft y NEC, que describe un canal serie que soporta una gran variedad de periféricos de media y baja velocidad, con soporte integral para transferencias en tiempo real (isócronas) como voz, audio y vídeo comprimido, y que permite mezclar dispositivos y aplicaciones isócronas y asíncronas. Tiene una conectividad excepcional, ya que puede manejar hasta 127 dispositivos simultáneamente, los cuales se pueden conectar y desconectar sin ningún problema, sin tener que reiniciar el sistema; además pone una configuración automática de dispositivos, que elimina la necesidad de realizar configuraciones manuales por medio de puentes o conmutadores. Dentro de la PC se desarrolló otro programa, el cual se encargará de registrar la información recibida y mostrarla por medio del monitor, el

¹ USB Universal Serial Bus es una interfase plug&play entre la PC y ciertos dispositivos, permite a los dispositivos trabajar a velocidades mayores, en promedio a unos 12 Mbps.



programa se desarrolló con el lenguaje de programación LabVIEW. Es importante mencionar que LabVIEW está diseñado para interactuar con Hardware como: tarjetas de adquisición de datos, puertos RS-232, puertos GPIB, puertos USB, etc. Esto permite tener una amplia gama de aplicaciones tales como: Monitoreo y control de procesos industriales, Procesamiento digital de señales, Bioelectrónica, Telecomunicación, Control de instrumentos de medición, telemetría, Biotelemedicina, etc.

Con LabVIEW también se desarrollaron los filtros necesarios para poder tener una señal con menos ruido y poder realizar un mejor procesamiento de la señal, también se programó para el almacenamiento de los datos para su posterior tratamiento, como podría ser el envío de los datos por medio de un MODEM o a través de Internet o bien el acceso remoto a estos datos.



6.4 USO DE LabVIEW EN EL DISEÑO DE INTERFACES.

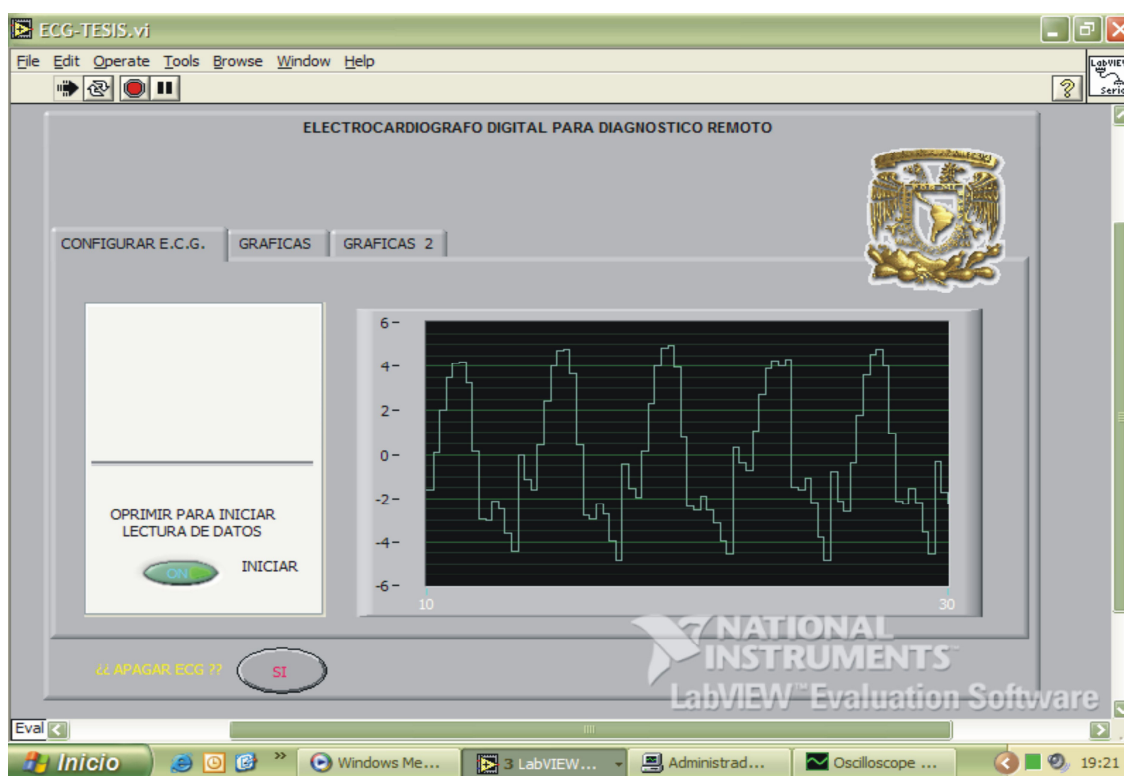
Un instrumento es un dispositivo que desarrolla tareas tales como la medición de valores o generación de señales. Los instrumentos típicos como: los voltímetros para la medición del potencial eléctrico; termómetros digitales para la medición de temperatura; fuentes de poder para proporcionar una corriente, etc., dentro de sus características cuentan con un “*panel frontal*” que contiene *controles* tales como *botones* e *interruptores* para configurar el proceso de medición e indicadores tales como *carátulas* para desplegar el valor medido. Detrás del panel frontal cuenta con una cantidad de *componentes electrónicos* que desarrollan la función del instrumento, tales como la conversión de una cantidad física en una señal eléctrica para posteriormente convertirlo a un valor numérico. Estos instrumentos típicos también cuentan con interfaces, tales como IEEE 488 (GPIB) y RS-232 para su comunicación con una computadora personal. Así un usuario puede controlar el instrumento a través de este panel frontal y por medio de una computadora se puede tener control sobre el instrumento a través de interfaces gráficas.



Un *instrumento virtual (VI)* es un programa diseñado para que tenga las mismas características de un instrumento típico. En particular, un **VI** tiene un panel frontal, desplegado en la pantalla de la computadora el cual opera mediante el teclado o el “mouse”. De igual forma un usuario puede controlar el **VI** desde este panel frontal y se puede programar el control desde otro **VI** a través de un “llamado” a su interfase. Esta habilidad para jerárquicamente componer un **VI** es importante puesto que esta es una forma eficiente para construir sistemas más complejos.

6.4.1 INTERFASE

La interfase realizada en LabVIEW cuenta con indicadores digitales que muestran la frecuencia cardiaca, además, las señales del corazón se despliegan en un indicador grafico y se almacenan los datos en un archivo



Interfase gráfica que muestra el ritmo cardiaco.

La presencia casi permanente de ruido superpuesto en los registros de biopotenciales, debido en general a interferencias electromagnéticas, artefactos de movimiento o a las características de la interfase electrodo-electrolito, ha dado lugar a diversos métodos de realzamiento de señal. Entre los métodos más recientes debe destacarse el concepto de



Bancos de Filtros (*FB – Filter Banks*), estrategia utilizada para descomponer la señal en sub-bandas de frecuencias y procesarla en estas sub-bandas antes de recomponerla.

Una gran variedad de algoritmos ha sido desarrollada para ciertas tareas de procesamiento, tales como el mejoramiento de la señal y la detección de parámetros característicos. Los algoritmos para cada una de estas tareas representan soluciones únicas, sin el beneficio de otras tareas. Con esta modalidad de trabajo, cada algoritmo requiere un grupo diferente de filtros de procesamiento, los que no son comunes a otras tareas de procesamiento. En general, estos algoritmos son diseñados para operar a la tasa de muestreo (velocidad de muestreo) original de la señal de interés.

El objetivo es enviar la señal adquirida del electrocardiógrafo, de tres canales, a la computadora por medio del puerto USB, las ventajas son el ancho de banda que se maneja, la velocidad y la capacidad en los dispositivos que pueden conectarse a la vez. El motivo de querer enviar la señal a la computadora o a otro dispositivo, es poder transmitir esa información a otros lugares, concretamente en el proyecto de telesalud se requiere un manejo adecuado de los datos (imágenes, gráficos, medidas, video, etc.) y es preciso enviarla por medios electrónicos (Internet, CD, etc.).

Los dispositivos que se conectan en una unidad de telesalud requieren una computadora de gran capacidad.

6.4.2 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA.

Los requerimientos básicos que debe de tener una PC para que pueda ser habilitada con el software LabVIEW, son las siguientes:

LabVIEW requiere un mínimo de 128 MB de memoria RAM, un monitor con una resolución de 800 x 600 píxeles, aunque el fabricante, Nacional Instruments recomienda 256 MB en RAM y una resolución de 1024 x 768 píxeles, para todas las plataformas.

Si queremos estar trabajando sobre plataforma Windows se necesita cumplir con los siguientes requisitos.

Tener instalado Windows 2000 / NT 4.0 service pack 6 o posterior / Windows / XP / Me / 98. LabVIEW no es soportado en Windows 95, Nacional Instruments recomienda Windows 2000 / XP o posterior para el desarrollo de aplicaciones.

LabVIEW requiere como procesador mínimo Pentium III o Celeron a 600 MHz o un procesador equivalente aunque se recomienda Pentium 4 o su equivalente.



Si se quiere una instalación completa del software es necesario contar con al menos 550 MB de espacio libre en el disco, si por el contrario, se quiere hacer una instalación mínima de LabVIEW, lo que se requeriría de espacio libre en disco sería de 130 MB

6.5 APLICACIÓN EN TELEMEDICINA.

Hoy día el avance de la tecnología permite el desarrollo de soluciones del software aplicado a la medicina lo que facilita el aumento en número de personas, indistintamente de su posición geográfica, para ser asistidas en sus problemas de salud. El brindar servicios de salud de calidad a la sociedad representa uno de los mayores retos en México. Los problemas demográficos aunados a la situación económica del país provocan que los servicios de atención a la salud en ocasiones sean insuficientes tanto en cantidad como en calidad. En efecto, la disponibilidad de especialistas y de equipo médico no alcanza a cubrir la demanda de la población. Si bien es cierto que rara es la ciudad que no cuenta con al menos un centro médico también es cierto que normalmente es insuficiente y que en las comunidades rurales la escasez de servicios obliga a la población a viajar a las grandes ciudades.

Gracias a los avances de la tecnología es posible concebir soluciones informáticas en medicina con el propósito de brindar una atención oportuna al paciente. Este desarrollo permite atender los problemas de salud de un mayor número de personas independientemente de su ubicación geográfica.

6.5.1 TELEMEDICINA

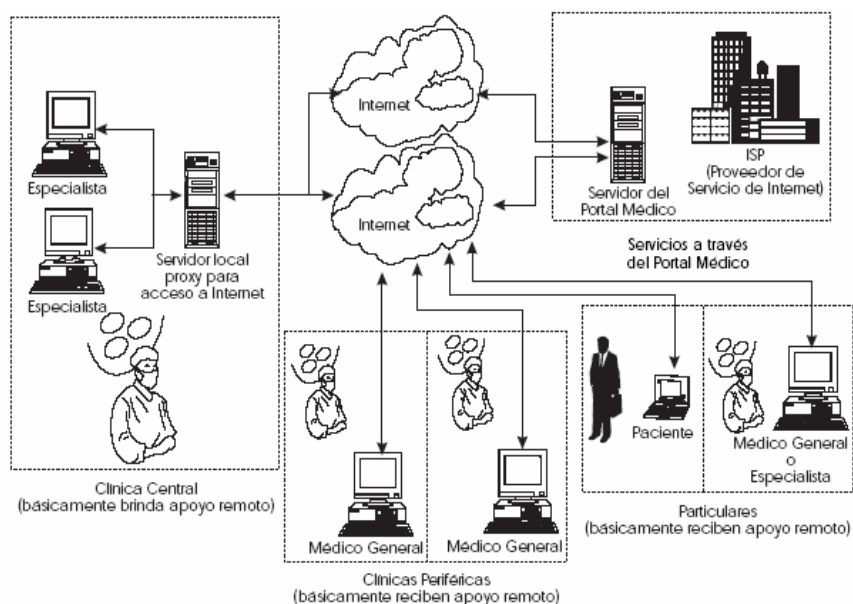
El uso de las telecomunicaciones en la medicina puede ser tan simple como el hecho de que dos médicos discutan un caso por teléfono, o tan sofisticado como usar tecnología del satélite para transmitir una consulta entre dos países usando videoconferencia. El desarrollo de las telecomunicaciones y la informática ha permitido el surgimiento de nuevas aplicaciones en el área médica. Hasta ahora casi todo el desarrollo que han experimentado estas aplicaciones han tenido lugar en los países industrializados. Sin embargo, para los países en vías de desarrollo con especialización médica y recursos limitados, las telecomunicaciones tienen el potencial de proporcionar solución a varios de sus problemas de atención médica. El argumento principal a favor del empleo de las telecomunicaciones y la informática en el área médica es el acceso a servicios de salud de calidad sin importar la geografía ni la distancia.



La telemetría biomédica se puede clasificar en tres grupos, según el tipo de dispositivos telemétricos que se empleen. Estos grupos son los siguientes:

1. Dispositivos puestos en funcionamiento en el interior del organismo vivo, es decir las llamadas endo-radiosondas.
2. Instalaciones de radio de varios canales para medios de investigación y transporte en los que se halla alojado en el cuerpo a examinar, y en las que algunos canales han sido provistos de instalaciones complementarias capaces de transmitir magnitudes biofísicas.
3. Equipos instalados en la superficie del cuerpo que se desea examinar y que son denominados biotelemetricos.

Los equipos pertenecientes al primer grupo presentan las más reducidas dimensiones realizables técnicamente. Las endo-radiosondas son medios de experimentación que se hallan una fase de desarrollo. Muchos países en vías de desarrollo padecen una escasez de doctores y especialistas, además de una infraestructura inadecuada en telecomunicaciones, caminos y transporte, hace más difícil proporcionar la atención médica en áreas remotas y rurales así como el traslado adecuado de pacientes a hospitales de mayor nivel. En el mundo industrializado, existe un rápido crecimiento en el tema de telemedicina como un medio para aliviar la necesidad de atención medica. Se transfieren datos, audio e imagen dentro de un edificio, entre dos edificios en la misma ciudad, o entre un país y otro en cualquier parte del mundo. El empleo de las telecomunicaciones y la informática en la medicina brinda el potencial para mejorar la calidad y el acceso al cuidado de la salud, posibilita al medico a tener acceso a información especializada. Ofrece ayuda médica a soluciones de emergencia, consultas de larga distancia, administración, educación y capacitación para personal medico.



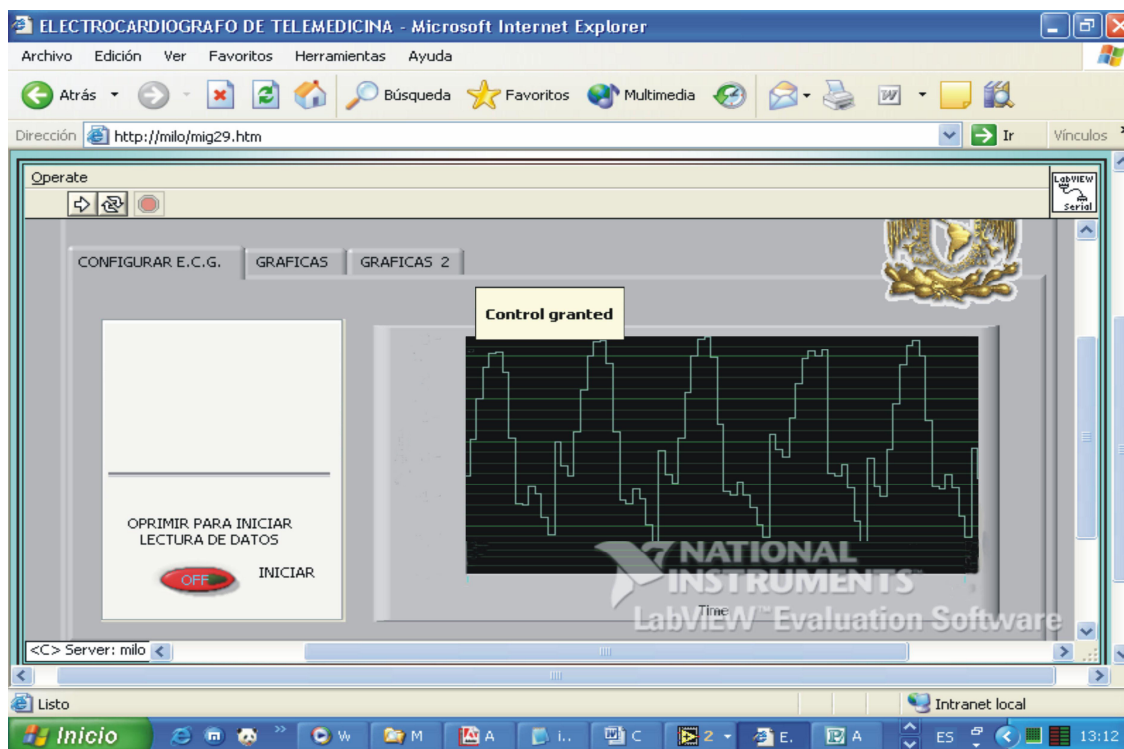
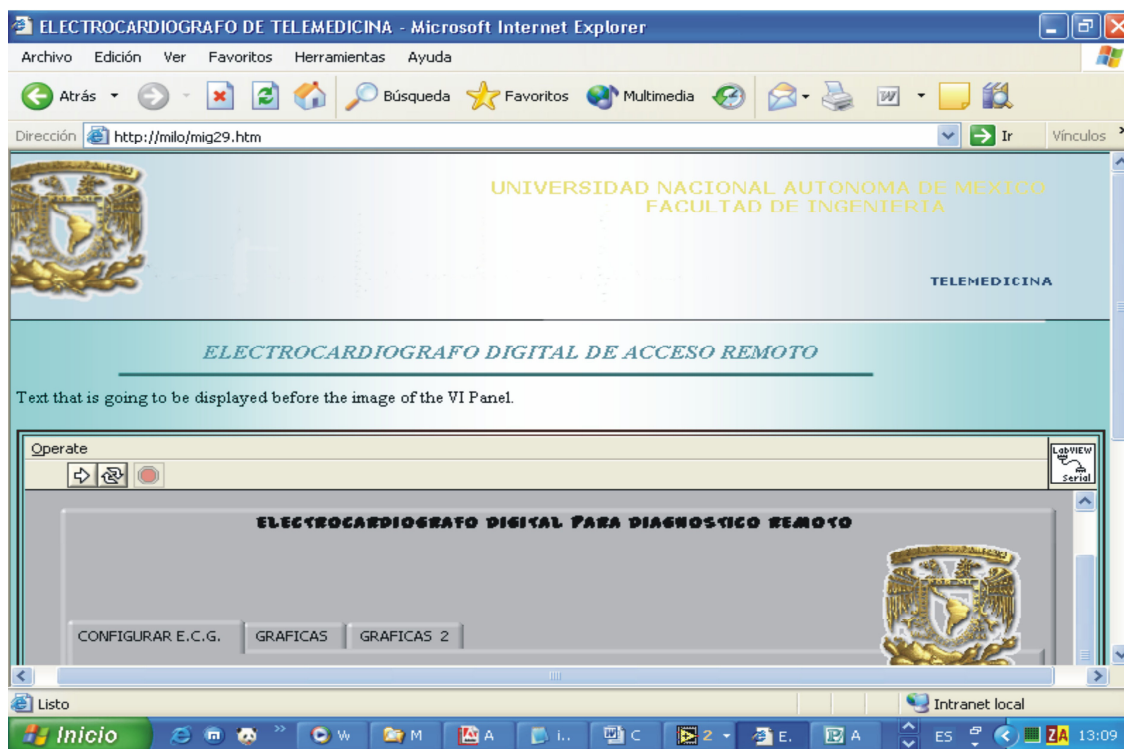
6.5.2 MEDICINA A DISTANCIA E INTERNET.

El aumento en la utilización de Internet posibilita que cualquier usuario, así como el personal medico o sanitario pueda obtener información, ponerse en contacto con especialistas, ofrecer asistencia directa y fomentar los programas de medicina preventiva. Internet es una herramienta de comunicaciones de bajo costo cuya accesibilidad va en aumento.

No cabe duda de que Internet puede contribuir en gran medida a la mejora de las comunicaciones y a la difusión de la información en los países en desarrollo, si bien su disponibilidad depende de la existencia de infraestructura en telecomunicaciones adecuada, es decir de redes telefónicas.

En este proyecto, se podrá tener acceso al electrocardiógrafo a través de Internet, y poder monitorear el ritmo cardiaco de algún paciente por medio de una computadora con salida a Internet.

Este método de acceso remoto se desarrollo con el lenguaje LabVIEW y su visualización es la siguiente:



El tener médicos especialistas en las instituciones que brindan servicios de salud es algo relativamente costoso, por lo que no todas las clínicas y hospitales los tienen o no cuentan con la diversidad suficiente como para brindar una atención íntegra a los pacientes. El proyecto permitirá brindar una solución de bajo costo a este problema,



dado que el telediagnóstico permitirá ofrecer apoyo y consultas de forma remota, a una fracción del costo de tener los especialistas de manera presencial.

Esta forma de monitorear el ritmo cardiaco es muy útil en las comunidades que se encuentran lejos de la ciudad o son de difícil acceso, como podría ser las comunidades rurales que se encuentran en las montañas y que no cuentan con un hospital con especialistas, ya que con este proyecto, lo único que se necesitaría es una PC equipada para telemedicina y conexión a Internet, en caso de no contar con líneas telefónicas, la conexión podría efectuarse por medio de satélite, y el paciente podría ser atendido por un especialista que se encuentre en el hospital más cercano a la ciudad o en cualquier lugar del país o del mundo sin necesidad de efectuar gastos en traslados y las consecuencias que esto acarrearía.

6.5.3 TELEMEDICINA EN MEXICO.

El Programa Nacional de Telesalud se inicia en México en 1978, con un programa para el apoyo a las comunidades rurales en el cual se hacen enlaces por radio por banda civil. En 1981 en el Instituto Mexicano de Telecomunicaciones se hace un estudio sobre la posibilidad de aplicar la nueva generación de satélites que se estaba gestando, al servicio de la salud. Se hicieron análisis para su aplicación en hospitales, clínicas, sistemas móviles, sistemas rurales y escuelas de medicina.

El concepto de telemedicina tiene el propósito de enlazar las unidades con el centro médico nacional 20 de Noviembre, de las unidades regionales de hospitales de todo el país para conectar médico-médico y médico-paciente. Los objetivos que se persiguen son optimizar la atención médica especializada en unidades remotas, disminuir el alto índice de traslados, porque el traslado de los pacientes desde cualquier parte del país a la ciudad de México, es pagado por el ISSSTE y eso le cuesta muchísimo. Varias entidades educativas y públicas mexicanas se han unido para lanzar un proyecto médico apoyado en la tecnología. El país es pionero en Latinoamérica en la gestión pública de nuevas aplicaciones de la tecnología a la salud. De hecho, una de las ramas prioritarias del gubernamental proyecto e-México se refiere justamente a la telemedicina.

Desde 1995, el Instituto de Seguridad y Servicios Sociales para los Trabajadores del Estado (ISSSTE) viene aplicando la telemedicina como medio de educar, diagnosticar a distancia e incrementar la eficacia de los sistemas de administración y gestión médica. También la U.N.A.M. (Universidad Nacional Autónoma de México) adquirió en 1998 un potente servidor de Internet que enlazó a 48 hospitales de todo el territorio nacional



con el objetivo de aconsejar en diferentes especialidades a estudiantes, doctores y pacientes. Aunque otros países latinoamericanos también han incorporado las nuevas tecnologías de la comunicación en su industria médica, México es pionero en experimentar estos avances dentro del sector público. El ISSSTE, de hecho, es el responsable del denominado Programa Nacional de Telesalud, que enlaza unidades médicas distantes con Hospitales Regionales de 19 estados y cuatro Centros de Control Maestro.

La e-salud tiene sus orígenes en los experimentos y estudios iniciados en los años sesenta en la NASA. Los científicos norteamericanos descubrieron y crearon en ese momento diferentes sistemas para monitorear los signos vitales de los astronautas que cumplían misiones espaciales. Internet y otros sistemas de comunicaciones como la videoconferencia han acabado por acuñar el término de telemedicina, que aglutina especialidades como la telerradiología, telepatología o telecirugía, por poner sólo tres ejemplos, y que ha cambiado de forma radical la manera de diagnosticar y almacenar todo lo referente a la salud.

6.5.4 COSTO DEL PROYECTO.

El proyecto se desarrolló pensando en hacerlo lo más accesible para la economía del país, por lo que se seleccionó material que estuviera disponible sin ningún problema en cualquier tienda especializada en dispositivos electrónicos, para lo cual se seleccionaron los siguientes componentes:

- Para la etapa de amplificación se selecciono el amplificador de instrumentación INA121, de la firma Burr-Brown, cuyo costo es de \$125.00 + IVA.
- Amplificadores Operacionales 741, Resistores, Capacitares, Cables para comunicación con PC, todo esto con un costo aproximado de \$ 100.00 + IVA.
- Tarjeta para microcontrolador incluyendo el microcontrolador MC68HC11 de motorola para la conversión analógica – digital y la comunicación serial con PC \$ 2900.00 + IVA.



- Para la PC se selecciono la siguiente:

Computadora Dell Dimension 3000, que cumple con las características para el funcionamiento del proyecto, cuyo costo es de \$6,499 MN con las siguientes características:

Sistema Operativo: Microsoft® Windows® XP Professional.

Procesador: Intel® Pentium® 4 hasta 3 GHz.

Memoria: Hasta 1 GB de memoria SDRAM DDR a 400 MHz.

Almacenamiento: Hasta 160 GB de disco duro

Tarjeta de Red: Integrada 10/100 Ethernet



- Para el acceso de Internet se selecciono el servicio de Prodigy infinitum, del cual se encontraron los siguientes costos y características:

Prodigy Infinitum				
Costo de renta mensual				
	512	1,000	1,300	2,000
Velocidad vs. Dial Up	hasta 16 veces mas rápido	hasta 33 veces mas rápido	hasta 43 veces mas rápido	hasta 66 veces mas rápido
Velocidad de Bajada	de 128 hasta 512 kbps	de 256 hasta 1024 kbps	de 512 hasta 1280 kbps	2000 kbps
Velocidad de Subida	hasta 128 kbps	de 128 hasta 256 kbps	de 256 hasta 384 kbps	768 kbps
Computadoras en Red (2)	hasta 32	hasta 48	hasta 54	hasta 64
Renta mensual IP Dinámica	\$349.00	\$599.00	\$999.00	\$4,599.00
Renta mensual IP Fija(3)	\$1,349.00	\$1,599.00	\$1,999.00	\$5,599.00

NOTA: Los precios son en moneda nacional y no incluyen I.V.A.

Para un paciente que se encuentre en su hogar y necesite que sea monitoreado por un medico, se selecciono la opción de 512 kbps con IP dinámica, cuyo costo es de \$349.00 + IVA al mes.



Si lo que se necesita es una conexión para un hospital, donde van a ser monitoreados varios pacientes, la opción indicada es una conexión de 512 kbps con IP fija, cuyo costo es de \$1,349.00 + IVA al mes.

Esta conexión sería por medio de ADSL², por lo que la línea telefónica no se vería interrumpida cuando se este monitoreando. ADSL utiliza frecuencias que no utiliza la telefonía normal, por lo que es posible transmitir datos y hablar por teléfono simultáneamente sobre la misma línea sin afectar la velocidad de navegación ni los servicios digitales.

- Para el software de desarrollo el seleccionado fue LabVIEW de National Instruments.

LabVIEW de NI es el ambiente de programación gráfico para crear rápidamente aplicaciones de control, medición y prueba escalables y flexibles a un costo mínimo. Con LabVIEW, ingenieros y científicos crean una interfase con señales del mundo real, analizan datos para extraer información significativa, y comparten resultados y aplicaciones. Independientemente de la experiencia, LabVIEW hace el desarrollo rápido y fácil para todos los usuarios. El costo de la licencia para poder utilizar este software es lo más costoso del proyecto, por lo que se utilizó una versión de prueba con una periodo de duración de 30 días en los cuales se hicieron las pruebas necesarias para verificar el rendimiento del programa desarrollado. Los costos de los diferentes tipos de licencia son los siguientes:

<u>Profesional</u>	<u>Completo</u>	<u>Base</u>	<u>Developer Suite</u>
US\$3845.00	US\$2195.00	US\$1095.00	US\$ 3265.00
• Sistema de desarrollo Avanzado • Herramientas para proyectos grandes • Despliegue de aplicaciones • Funcionalidad de paquete Completo	• Rango amplio de E/S • 450 Funciones de análisis/matemáticas • Herramientas de diseño de UI Avanzadas • Funcionalidad de paquete Base	• Funciones de pruebas básicas • Adquisición de datos • Control de instrumentos • E/S de reportes y archivos	• Conjunto de LabVIEW con otro Software de NI • Ediciones de Control y Pruebas • El mejor valor para toolkits/herramientas

² ADSL. Asymmetric Digital Subscriber Line. Es una de las tecnologías que permiten utilizar la línea telefónica normal para transmitir datos a alta velocidad, a la vez que mantiene la transmisión de voz.



Con base en estos costos, los cuales se encuentran en dolares, la opción que se recomienda es la versión Base, cuyo costo es de US\$ 1,095.00, convirtiéndolos a pesos mexicanos, a un valor de \$11.00 pesos por dólar, el costo seria de \$12,045.00 por la licencia.

Con base en lo anterior, el costo para poder realizar el proyecto seria como sigue:

AMPLIFICADOR INSTRUMENTACION	\$ 125,00
MATERIAL PARA AMPLIFICACION Y COMUNICACIÓN	\$ 300,00
TARJETA MICROCONTROLADOR	\$ 2.900,00
COMPUTADORA PARA TELEMEDICINA	\$ 6.499,00
ACCESO A INTERNET (HOGAR)	\$ 349,00
ACCESO A INTERNET (HOSPITAL)	\$ 1.349,00
LICENCIA DEL SOFTWARE DE DESARROLLO	\$12.045,00

COSTO TOTAL +IVA (HOGAR)	\$ 22.218,00
COSTO TOTAL + IVA (HOSPITAL)	\$ 23.218,00

Dependiendo del tipo de conexión que se desee, para el hogar o para un hospital o clínica comunitaria la diferencia seria de \$1,000.00. La diferencia radica en la IP, la cual en un caso seria fija y en otro variable. La IP fija se recomienda para un hospital o clínica, para el uso de varios pacientes que van a ser monitoreados por un especialista. La IP dinámica se recomienda para el uso de un paciente que tenga que ser monitoreado constantemente y que no necesite acudir al hospital, sino que desde su casa puede estar siendo monitoreado.



CONCLUSIONES

El presente proyecto abarcará un mercado importante de la industria de la salud, el cual consta de hospitales, clínicas y consultorios en general que tengan la necesidad de realizar servicios de telemedicina con el fin de abaratar costos de operación y ofrecer un mejor servicio para los mexicanos que no cuenten con los recursos para poder trasladarse a los hospitales que cuenten con especialistas.

El desarrollo de este prototipo nos dio una visión mas amplia sobre aplicaciones en el área de bioelectrónica y sobre todo en saber que elementos utilizar en cada etapa con sus respectivas normas y estándares.

Se tuvieron algunos problemas al momento de seleccionar que tipo de amplificador usar, que fabricante y que modelo, después de varias pruebas decidí utilizar el INA121 de Burr-Brown. Para la digitalización y la comunicación con la PC se podría sustituir el microcontrolador MC68HC11 por un PIC, que resultaría en un menor costo y es mas adecuado. Para desplegar los datos en el monitor de la PC decidí por LabVIEW, por que me gusta ese software para desarrollar, pero se pueden utilizar algunos otros como podría ser Matlab.

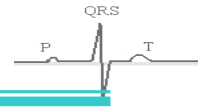
Se espera que se desarrollen productos que permitan llevar a cabo tareas de telediagnóstico, al combinar equipo de cómputo, bioinstrumentación e Internet, superando de esta manera las características de los instrumentos médicos convencionales.

Con los rápidos avances en las tecnologías de comunicaciones y el abaratamiento en equipo de comunicaciones, el proyecto podría ampliarse para que su alcance sea todavía mas amplio, ya que el proyecto fue diseñado para su uso en el hogar, un hospital, consultorio, o una computadora portátil.

Pero se abre la posibilidad de poder contribuir con algún complemento para que el proyecto se pudiera utilizar con dispositivos móviles como teléfonos celulares o PDA's, LabVIEW puede ser acondicionado con los módulos para desarrollar aplicaciones para el uso de PDA's.

Por lo que el proyecto queda abierto para la contribución y su mejoramiento.

Con esto se abren las puertas hacia la posibilidad de contribuir de manera importante al bienestar de la sociedad.



BIBLIOGRAFIA

- Medical Instrumentation: Application and design
Webster John G.
Houghton Mifflin Company.
- Dynamics of the Vascular System.
K-j Li John.
World scientific.
- Instrumentación y Medidas Biomédicas.
Cromwell Leslie.
Marcombo Boixaren Editores.
- Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement.
Aston Richard.
Merril Publishing Company.
- Biomedical Signal Analysis. A case – study Approach.
Rangaraj M. Rangayyan
Wiley - Interscience
- Encyclopedia of medical devices and instrumentation.
Webster John G.
Houghton Mifflin Company.
- Biomedical Digital Signal Processing.
Tompkins W.J.
Prentice - Hill

PAGINAS WEB CONSULTADAS

- <http://www.microbotica.es>
- <http://www.unizar.es/euitiz/areas/aretecel/mpeie/mpeie.htm>
- <http://www.motorola.com/pub/SPS/MCU>
- <http://www.vol.it/pandora>
- <http://www.medicalsystems.it>
- <http://www.cardiologos.org/electro/general.html>
- http://www.guidant.es/Patient/Heart-BV-Basics/heart_signals.aspx
- <ftp://ftp.eia.edu.co/Academico/pregrado/>
- <http://openeeg.sourceforge.net/doc/links-biopsy.html>
- <http://telemedicina.tripod.com/pub/Proyecto1.htm>
- <http://www.intermedicina.com/Revesp.htm>