

UNIVERSIDAD DEL AZUAY

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGIA ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRONICA

"ESTUDIO DE LAS SEÑALES BIOELECTRICAS DEL CORAZÓN, SU ADQUISICION Y PROCESAMIENTO Y APLICACIÓN CON EL ELECTROCARDIÓGRAFO"

TRABAJO DE GRADUACION PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE INGENIERO ELECTRONICO

AUTOR:
JUAN ESTEBAN CRESPO MOSCOSO
DIRECTOR:
ING. HUGO TORRES SALAMEA
CUENCA – ECUADOR

2009

Dedico este trabajo a mi familia en especial a mi padre que desde el cielo me ha ayudado a seguir adelante en mi carrera.

Agradezco a todas las personas que me ayudaron en el desarrollo de este trabajo en especial al Ing. Hugo Torres quien me ayudo en la dirección del trabajo y al doctor Miguel Molina, quien me guió en los temas médicos.

RESUMEN

Este trabajo estudia las señales electrocardiográficas donde se comprende bien la génesis de estas y como se transmiten, se estudia las características de un electrocardiograma normal su forma, amplitud, frecuencia, ancho de banda, de igual forma las bases para poder realizar la adquisición de estas señales a un electrocardiógrafo. Se estudian los diseños para un electrocardiógrafo básico con los procesos digitales requeridos para interpretar datos básicos de la señal. También se hace un breve estudio sobre electrocardiografía de alta resolución.

La parte relativa al corazón y electrofisiología se desarrolló con la asistencia de cardiólogos, estudiantes de medicina y el trabajo con electrocardiógrafos en el campo.

ABSTRACT

This work studies electrocardiographic signals understanding well the genesis of them and how they are transmitted, Studies about the normal electrocardiogram characteristics its shape, size, frequency, bandwidth, the basis to achieve a good acquisition of these signals to an electrocardiograph. We study designs of a basic electrocardiograph with the required algorithms to process these signals for a basic ECG interpretation. Also has a brief study about high resolution electrocardiography.

The medical, heart and electrophysiological parts, were made with the help of cardiologist, students from the medical school and to work with electrocardiographs in the field.

INDICE DE CONTENIDOS

Dedicat	oria			ii	
Agrade	cimiento			iii	
Resume	en			iv	
Abstrac	t			v	
Indice of	le conten	idos		vi	
Introdu	cción			1	
CADIT	ПП Ω 1.		ROFISIOLOGÍA		
1.1			ROFISIOLOGIA	3	
1.2	La Célula				
	1.2.1 Estructuras membranosas de la célula				
	1.2.2		rana celular		
	1.2.3		as de la membrana celular		
	1.2.4 Transporte a través de la membrana celular				
	1	.2.4.1	Transporte pasivo	8	
	1	.2.4.2	Transporte activo	8	
1.3	Energía eléctrica en las célula y transmisión			9	
	1.3.1	Transp	orte activo primario "Bomba de Sodio-Potasio	9	
	1.3.2	Física	básica de los potenciales de membrana	10	
	1.3.2.1		Potenciales de membrana generados por difusión	10	
	1	.3.2.2	Potenciales de reposo en la membrana	11	
	1.3.3	Potenc	ial de Acción	12	
	1	.3.3.1	Excitación: Generación del potencial de acción	15	
	1	.3.3.2	Propagación de potencial de acción	15	
1.4	Tejidos	excitabl	es especiales, descargas repetitivas	16	
CAPIT	ULO 2:	EL SIST	TEMA CARDIOVASCULAR		
2.1				18	
2.2	Vasos sanguíneos				
2.3	El Corazón				
	2.3.1 Partes del corazón			20	

		2.3.1.1	Principales vasos sanguíneos del corazón	21
		2.3.1.2	Cavidades del corazón y válvulas	21
		2.3.1.3	Sistema especializado de excitación y conducción	22
2.4	El ciclo cardíaco			_26
2.5	Electrocardiograma y su interpretación			_27
	2.5.1	Caracte	erísticas del ECG normal	_28
	2.5.2	Deriva	ciones electrocardiográficas	30
		2.5.2.1	Derivaciones bipolares de las extremidades o estándares	30
		2.5.2.2	Derivaciones unipolares precordiales	32
		2.5.2.3	Derivaciones aumentadas unipolares de los miembros	35
	2.5.3	Sistema	a electrocardiográfico de 12 derivaciones	35
CAPIT	ULO 3:	ADQUIS	SICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES EC	G
3.1 I	Introduc	ción		_38
3.2	Fuentes de ruido e interferencia en el ECG			
	3.2.1	Ruido	del electromiograma	_39
	3.2.2	Ruido	de electrodo	40
	3.2.3	Ruido	en el sistema de medida	40
	3.2.4	Ruido	digital	41
	3.2.5	Fuente	s de interferencia en el sistema de medida	41
		3.2.5.1	Interferencia de origen interna	41
		3.2.5.2	Interferencia de origen externa	42
3.3	Adquisición de las señales E.C.G.			_44
	3.3.1	Interfaz	z entre el paciente y el sistema de adquisición	45
		3.3.1.1	Potencial de media celda	45
		3.3.1.2	Circuito equivalente 2do modelo de Warburg	47
		3.3.1.3	Interfaz entre electrolito y piel	48
		3.3.1.4	Problemas con los electrodos durante el registro	48
	3.3.2	Tipos c	le Electrodos	_49
		3.3.2.1	Electrodos de placa metálica	
		3.3.2.2	Electrodos de copa de succión	49
		3.3.2.3	Electrodos de cavidad	_49
		3 3 2 4	Electrodos de goma conductora	50

	3.3.2.5	Electrodos radiotransparentes	50		
	3.3.2.6	Electrodos de aguja	50		
	3.3.3 Amp	lificación y filtrado de la señal E.C.G.	50		
	3.3.3.1	Amplificador de entrada	51		
	3.3.3.2	Circuito de realimentación negativa			
	3.3.3.3	Amplificador principal	55		
	3.3.3.4	Filtrado de la señal	55		
	3.3.3.5	Circuito de adquisición de la señal	57		
3.4	Procesamiento	o de las señales electrocardiográficas	58		
	3.4.1 Tipo	s de detectores	59		
	3.4.1.1	Derivación de la señal	_59		
	3.4.1.2	Filtrado digital	_59		
	3.4.1.3	Ajuste de modelos	61		
	3.4.2 Dete	ctor de complejos QRS	61		
	3.4.2.1	Filtro pasabandas	63		
	3.4.2.2	Derivación de la señal	65		
	3.4.2.3	Función de elevación al cuadrado	66		
	3.4.2.4	Ventana móvil de integración	66		
	3.4.3 Conv	versión digital – analógico	66		
CA	PITULO 4: EQ	QUIPOS DE DIAGNOSTICO PARA EL CORAZÓ	N E.C.G Y		
E.C	C.G.A.R				
4.1 I	ntroducción		69		
4.2		grafía normal			
	4.2.1 Características de las ondas de un E.C.G				
4.3	Electrocardióg	grafo	72		
	4.3.1 Cara	cterísticas más comunes de un electrocardiógrafo	73		
	4.3.1.1	Impresión del registro E.C.G.	73		
	4.3.1.2	La frecuencia cardíaca	74		
	4.3.1.3	Fenómenos de arritmia	74		
	4.3.1.4	Interpretación cardíaca	75		
	4.3.1.5	Variabilidad de la frecuencia cardíaca	79		
	4.3.2 Elect	rocardiógrafos adaptados para uso de desfibrilador	80		

4.4	Técnicas de registro E.C.G		
	4.4.1	Derivaciones bipolares	81
	4.4.2	Derivaciones aumentadas	83
	4.4.3	Derivaciones precordiales	84
4.5	Electrocardiografía de alta resolución		
	4.5.1	Sistema de derivación ortogonal de la E.C.G.A.R	87
	4.5.2	Principales patologías detectadas por E.C.G.A.R_	88
CONCLUSIONES			90
	Conclusiones teóricas		
	Conclu	92	
	Conclusiones pragmáticas		
BIBLIC	OGRAF	'ÍA	93

Crespo Moscoso 1

Crespo Moscoso Juan Esteban Trabajo de Graduación Ing. Hugo Torres Salamea Abril 2009

ESTUDIO DE LAS SEÑALES BIOELECTRICAS DEL CORAZÓN, SU ADQUISICION Y PROCESAMIENTO Y APLICACIÓN CON EL **ELECTROCARDIÓGRAFO**

INTRODUCCION

La bioelectrónica en nuestro país es un campo relativamente nuevo, además de ser muy En la ciudad de Cuenca, caracterizada por su interesante, existe un gran mercado. excelencia en la medicina existen muchos hospitales y clínicas las cuales si necesitarían asistencia de ingenieros en bioelectrónica, para poner a punto sus departamentos de ingeniería médica donde se manejaría el uso de todo el equipamiento médico, adquisiciones, mantenimiento, insumos capacitación etc.

La bioelectrónica comprende toda la electrónica aplicada en la medicina sobretodo en el equipamiento médico, los cuales son diseñados y construidos con tecnología electrónica de punta, donde mayor exactitud y precisión es indispensable, ya que estos equipos diagnostican la salud de un paciente, en donde al existir errores puede ser fatal.

Para comenzar estudios en la rama de la bioelectrónica se debe comenzar por el estudio del cuerpo humano, en cómo son sus señales, como se originan, que significan, donde están lo que amerita estudiar la fisiología del cuerpo humano para comprender el funcionamiento sus órganos y sistemas.

Estudiar las bioseñales del corazón humano, su adquisición y procesamiento, es un buen punto de partida para desarrollarse en la bioelectrónica, ya que es uno de los órganos donde más actividad eléctrica autónoma existe.

Esta monografía constará de un estudio completo del funcionamiento biológico del corazón, sus partes y estructuras, funcionamiento bioeléctricas desde punto de vista electrónico, sus biopotenciales y características de las señales, estudio de la adquisición y procesamiento de las señales bioeléctricas, estudio de un ECG (electrocardiograma), con explicación, de las diferentes derivaciones en las mediciones, un breve estudio y revisión de los ECGAR (electrocardiograma de alta resolución). El proyecto no constará con el diseño ni la construcción de un ECG.

CAPITULO 1

ELECTROFISIOLOGÍA

1.1 **Introducción:** Las células son estructuras vivientes del cuerpo humano y cada una de las 75 a 100 billones de células son capaces de sobrevivir de manera indefinida, y en la mayoría de los casos, incluso se reproduce si los líquidos que la rodean tienen los nutrientes adecuados. Sus dos partes principales son el Núcleo y el Citoplasma, el núcleo está separado del citoplasma por la membrana nuclear y a su vez el citoplasma está separado de los líquidos que la rodean por la membrana celular. Las diferentes sustancias que constituyen una célula (protoplasma) está constituido básicamente por cinco sustancias básicas: Agua, Electrólitos, Proteínas, Lípidos y Carbohidratos.

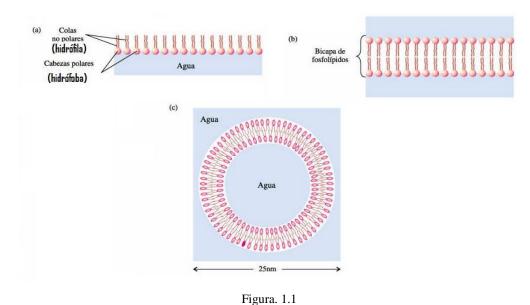
La célula es la base de todos los sistemas orgánicos del cuerpo humano, muchas células forman los tejidos y estos a su vez forman los órganos y la unión de los diferentes órganos forman los diferentes sistemas del cuerpo humano.

- 1.2 **La Célula:** La célula no es solo una bolsa de líquido, encimas y sustancia químicas, también contiene estructuras físicas altamente organizadas; muchas de ellas se denominan organelas y su composición física tiene igual importancia para la función celular que los constituyentes químicos. A continuación se citarán las organelas de mayor importancia.
- 1.2.1 **Estructuras Membranosas de la Célula**.- Todos los organelos celulares están revestidos por membranas compuestas principalmente de lípidos (grasas) y proteínas. En estas membranas se encuentran la membrana celular, membrana nuclear, membrana del retículo endoplasmático, membrana de las mitocondrias, lisosomas y

aparato de Golgi. Los lípidos de la membrana constituyen una barrera para evitar el libre movimiento del agua y los compuestos hidrosolubles entre los compartimentos de la célula y por otra parte las moléculas proteicas de la membrana con frecuencia ocupan todo su espesor e interrumpen la continuidad de la barrera lípida, suministrando conductos para el paso de sustancias específicas a través de la membrana.

1.2.2 **Membrana Celular**.- Sus estructura básica es una bicapa de lípidos que consiste en una delgada película de lípidos de dos moléculas de espesor extendidas sobre toda la superficie de la célula.

Esta bicapa lípida se compone casi en su totalidad de fosfolípidos y colesterol, en la cual una parte de la molécula de los fosfolípidos y el colesterol es soluble en agua (hidrófila) y la otra solo se disuelve en grasa (hidrófoba). El radical fosfato de los fosfolípidos es hidrófilo y los radicales de ácidos grasos son hidrófobos. El colesterol tiene un radical hidroxilo soluble en agua y un núcleo esteroidal soluble en grasa. Las porciones hidrófobas de ambas moléculas son rechazadas por el agua, pero se atraen mutuamente y por lo tanto tienen tendencia a alinearse, las porciones lípidas ocupan el centro de la membrana y las partes hidrófilas se proyectan sobre las dos superficies en contacto con el agua circundante (Fig. 1.1).



http://iescarin.educa.aragon.es/depart/biogeo/varios/BiologiaCurtis/Seccion%201/1%20-%20Capitulo%203.htm

La función básica de la membrana plasmática es mantener el medio intracelular (Citoplasma) diferenciado del entorno. Esto es posible debido a la naturaleza aislante en un medio acuoso de la bicapa lípida y a las funciones de transporte que desempeñan las proteínas. La combinación de transporte activo y transporte pasivo hacen de la membrana plasmática una barrera selectiva que permite a la célula diferenciarse del medio.

1.2.3 Proteínas de la membrana celular.- La figura 1.2 muestra masas globulares flotando en la capa bilípida, la mayor parte son glucoproteinas. Muchas proteínas integrales (que atraviesan la capa) forman canales estructurales o poros por donde pueden difundirse sustancias hidrosolubles, en especial iones entre los líquidos extracelular e intracelular, sin embargo estas proteínas tienen propiedades selectivas, por lo tanto hay difusión preferencial a algunas sustancias.

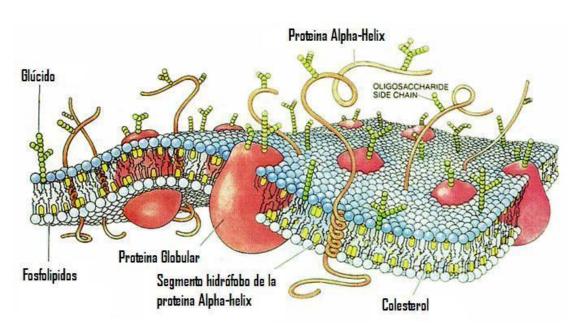


Figura 1.2 Proteínas de la membrana celular http://es.wikipedia.org/wiki/Membrana_plasm%C3%A1tica

En el componente proteico reside la mayor parte de la funcionalidad de la membrana, las proteínas realizan funciones específicas y podemos clasificarlas según su función en:

Estructurales: estas proteínas hacen de "eslabón clave" uniéndose al citoesqueleto y la matriz extracelular.

- Receptores de membrana: que se encargan de la recepción y transducción de señales químicas.
- Transportadoras a través de membrana: mantienen un gradiente electroquímico mediante el transporte de diversos iones.
- 1.2.4 Transporte a través de membrana celular.-El líquido extracelular subministra nutrientes a la célula, además de otras sustancias necesarias para el funcionamiento de la misma, pero para que la célula utilice estas sustancias primero deben atravesar la membrana celular.

En la figura 1.3 se muestra la composición aproximada del líquido extracelular y del líquido intracelular. El líquido extracelular contiene gran concentración de sodio y muy poco potasio ocurriendo lo opuesto en el líquido intracelular, también la concentración de cloro es alta en el líquido extracelular, no así en el intracelular y así de otros elementos. Estas grandes diferencias son de suma importancia para la vida de la célula.

La estructura de la membrana celular posee gran cantidad de moléculas proteicas flotando en el seno de la sustancia lípida, muchas proteínas atraviesan de lado a lado la membrana, como se ilustra en la fig. 1.2.

La bicapa de lípidos no se mezcla con el líquido extracelular ni el intracelular, por lo tanto constituye una barrera para el desplazamiento de moléculas hidrosolubles de los dos medios. Sin embargo algunas sustancias atraviesan la membrana en las dos direcciones pasando directamente por la propia sustancia lípida.

Por otro lado las moléculas de proteína tiene propiedades transporte muy distintas, su estructura irrumpe la continuidad de la capa lípida y constituye una vía alterna a través de la membrana celular, estas proteínas se las llama proteínas de transporte. Existen dos tipos de proteínas de transporte: Proteínas acarreadoras, que son enzimas con centros de reacción que sufren cambios conformacionales y Canales de proteína, que dejan un canal hidrófilo por donde pasan los iones. (Fig. 1.4) Estos dos tipos de proteínas transportadoras muestran gran selectividad en el tipo de moléculas o iones que atraviesan la membrana.

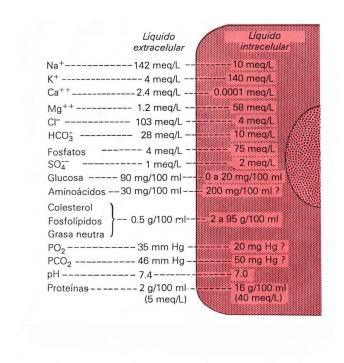


Figura 1.3 composición química de los líquidos intracelular y extracelular.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill,

México, 1994. Pag. 34 fig. 4.1

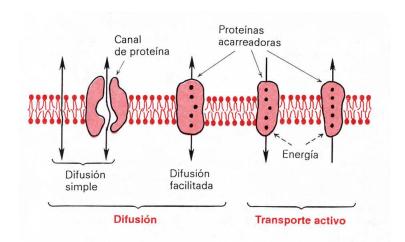


Figura 1.4 Vías de transporte a través de la membrana celular y mecanismos básicos de transporte.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill,

México, 1994. Pág. 34 fig. 4.2

En el transporte transmembrana podemos hablar de: transporte pasivo (difusión) y transporte activo.

1.2.4.1 Transporte pasivo: O difusión, se produce sin consumo de energía y a favor de gradiente electroquímico. Hay dos tipos de difusión a través de la membrana celular: simple y facilitada. Difusión simple es el movimiento cinético de iones y moléculas a través de poros de la membrana o de los espacios intermoleculares sin necesidad de unirse a las proteínas de la membrana. Difusión facilitada, requiere la interacción de iones y moléculas con alguna proteína acarreadora que los ayude a pasar la membrana, probablemente mediante la unión química y separación una vez atravesada la capa.

1.2.4.2 **Transporte activo**: Es evidente que ninguna sustancia puede difundirse en contra de un gradiente electroquímico - que es la suma de todas las fuerzas de difusión actuando a nivel de membrana - fuerzas generadas por diferencias de concentración, de potencial eléctrico y de presión. A veces se requieren grandes concentraciones de una sustancia en el líquido intracelular aunque el líquido extracelular contenga cantidades mínimas de dicha sustancia por ejemplo iones de Potasio. Por el contrario, en ocasiones es importante mantener concentraciones muy bajas de iones en el interior de la célula aun cuando la concentración en el líquido extracelular sea muy alta, es el caso especial de los iones de Sodio. Esto no puede ocurrir mediante difusión simple ya que este proceso tiende a equilibrar concentraciones, alguna fuente debe suministrar la energía para mover los iones de potasio hacia el interior y los de sodio hacia el exterior, ambos en contra del gradiente, cuando ocurre este transporte en contra de un gradiente de concentración a través de la membrana se denomina transporte activo. Hay dos tipos de transporte activo: Primario y Secundario. El transporte activo primario deriva su energía directamente del desdoblamiento de un trifosfato de adenosina (ATP) y el transporte activo secundario obtiene la energía a partir de gradientes de concentración iónica generados previamente por el transporte activo primario, en ambos casos se depende de las proteínas acarreadoras.

- 1.3 Energía eléctrica en las células y transmisión.- Prácticamente hay potenciales eléctricos en todas las membranas de todas las células del cuerpo, algunas células son excitables como nerviosas y musculares, es decir capaces de auto generar impulsos electroquímicos. En la mayoría de los casos, estos impulsos sirven para transportar señales a lo largo de la membrana, en otros casos estos cambios desempeñan una función significativa en el control de muchas funciones celulares.
- 1.3.1 Transporte activo primario "Bomba de Sodio-Potasio" El mecanismo de transporte transmembrana más estudiado es la "bomba de sodio-potasio" es un mecanismo para sacar iones de sodio de la membrana celular y a su vez introducir iones de potasio a la célula Esta bomba se encuentra en todas las células de cuerpo y se encarga de mantener las diferencias de concentración de sodio y potasio a través de la membrana celular y establecer un potencial eléctrico negativo al interior de la célula, esta bomba es la base para la transmisión de señales eléctricas por todo el sistema nervioso, en la figura 1.5 se muestra los elementos básico de la bomba Na⁺ - K⁺ La proteína acarreadora es un complejo de dos proteínas una con peso molecular de 100000 y otra con 55000, la mayor presenta tres características esenciales para la función de la bomba:
- 1.- Cuenta con tres sitios receptores para unir iones de sodio en el interior de la célula
- 2.- Tiene dos sitios receptores para iones de potasio en el exterior de la célula
- 3.- La parte interna cercana a los sitios de unión muestra actividad ATP-asa Adenosina Trifosfato (ATP) es una molécula que consta de una adenina de una azúcar pentosa, ribosa y de tres radicales fosfato, son enlaces de alta energía los que unen tres grupos de fosfato, energía para las funciones biológicas que se libera cuando uno de los fosfatos se separa del ATP resultando un ADP, adenosina difosfato

Ahora, cuando tres iones de Na⁺ se unen en el interior de la proteína y dos en el exterior, se activa la función ATP-asa, seguido del desdoblamiento de la molécula ATP liberando energía de un enlace de fosfato formándose ADP, conformando así un cambio conformacional en la molécula de proteína expulsando así los iones sodio e ingresando los iones de potasio hacia el interior.

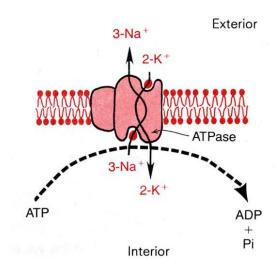


Figura. 1.5 Mecanismo postulado de la bomba sodio-potasio

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw –

Hill, México, 1994. Pág. 42 Fig. 4.9

1.3.2 Física básica de los potenciales de membrana

1.3.2.1 Potenciales de membrana generados por difusión.- En la figura 1.6 es una fibra nerviosa cuando no hay transporte activo, en la figura A la concentración de potasio es muy alta dentro de la membrana, se puede asumir que la permeabilidad de la membrana es muy alta a los iones de potasio pero a ninguno más y debido al alto gradiente de concentración del potasio interior y exterior los iones muestran fuerte tendencia a difundirse hacia fuera, al difundirse llevan consigo cargas positivas hacia el exterior generando un estado de electropositividad en el interior debido a los aniones negativos que no se difunden al exterior junto con el potasio, esta diferencia de potencial impide a los iones de positivos de potasio ir en dirección contraria desde el exterior hacia el interior. En un milisegundo el cambio de potencial alcanza la suficiente intensidad para bloquear además la difusión neta de iones de potasio al exterior a pesar de su elevado gradiente de concentración este potencial es alrededor de 94 mV y el interior de la membrana es negativo

La figura B ilustra el mismo fenómeno pero ahora con una concentración muy alta de iones de sodio fuera de la membrana, la difusión de iones de sodio hacia el interior genera un potencial de membrana ahora de polaridad opuesta, el lado externo es negativo y el interno el positivo; igualmente en unos milisegundos el potencial de membrana se

eleva tanto que bloquea la difusión neta de iones neta hacia el interior, el potencial ahora es alrededor de 61 mV y el interior es positivo.

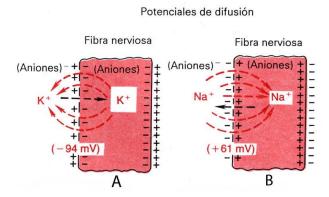


Figura 1.6, Potenciales de membrana generados por difusión.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw –

Hill, México, 1994, Pag. 47 Fig. 5.1

- 1.3.2.2 **Potencial de Reposo en la Membrana.-** En la figura 1.7 muestra los factores importantes para establecer un potencial normal de la membrana en reposo -90 mV en donde este potencial se debe a la contribución de 3 eventos.
- Contribución del potencial de difusión de potasio.- Fig. A, puede asumirse que el único movimiento de iones a través de la membrana es la difusión de iones de potasio, debido a la elevada proporción de iones de potasio en el interior respecto al exterior (35:1) el potencial de NERNST. La magnitud del potencial a través de la membrana necesario para evitar la difusión neta de un ion en cualquier dirección de denomina potencial de NERNST para ese ion, su intensidad está determinada por la relación entre las concentraciones mediante la fórmula:

EMF (mV) = \pm 61 Log (Concentración Interna) / (concentración externa) ¹ Correspondiente a esta relación es -94 mV.

¹ GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pag 47.

- Contribución del potencial de difusión de sodio.- Fig. B, Se ilustra lo que ocurre cuando se añade poca permeabilidad de membrana a los iones de sodio. La relación de los iones de sodio del interior respecto a los del exterior es de 0.1, esto corresponde a un potencial de Nernst calculado para el interior de la membrana de + 61 mV en la figura 1.7 B también se muestra la difusión del potasio, la membrana es muy permeable al potasio y poco al sodio, es lógico que la difusión de potasio contribuya mucho más al potencial de membrana que el de sodio.
- Contribución la bomba de Na⁺ K⁺.- Por último en la figura C se muestra una contribución de la bomba de sodio-potasio, el bombeo continuo de tres iones de sodio hacia el exterior por cada 2 de potasio hacia el interior, da como resultado la perdida continua de cargas positivas del interior de la membrana generando una negatividad adicional de -4 mV.

El resultado del potencial de membrana en reposo en total seria de -90mv

- 1.3.3 **Potencial de Acción**.- Las señales nerviosas se transmiten a través de potenciales de acción, que son cambios rápidos del potencial de membrana. Cada potencial de acción se inicia con el cambio súbito del potencial negativo de la membrana en reposo a potencial positivo, y termina con otro cambio de casi igual rapidez para retornar el potencial negativo.
- 1. Este potencial de acción (fig. 1.8) pasa por tres etapas que son: Estado de reposo.- Este corresponde al potencial de la membrana en reposo antes del potencial de acción. En esta etapa se dice que la membrana está "polarizada" por su elevado potencial negativo.
- 2. Estado de despolarización.- En este momento, la membrana incrementa la permeabilidad a los iones de sodio de manera brusca y una enorme cantidad de estos fluye al interior de la membrana. La "polaridad" normal de -90 mV desaparece mientras

el potencial se eleva con rapidez, donde el potencial membrana sobrepasa el nivel cero y alcanza cierto nivel positivo.

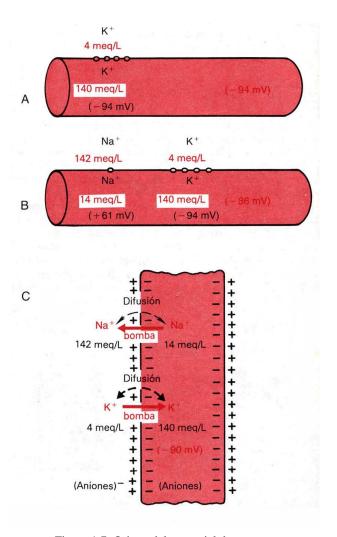


Figura 1.7 Origen del potencial de reposo.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pag. 48 Fig 5.4

3. Estado de repolarización.- Unos diezmilésimos de segundo después del incremento de permeabilidad a los iones de sodio, los canales a este ion comienzan a cerrarse y se abren más que en condiciones normales los canales de potasio, los iones de potasio de difunden con rapidez al exterior restableciendo el potencial de membrana normal, negativo en reposo, esto se denomina repolarización de la membrana.

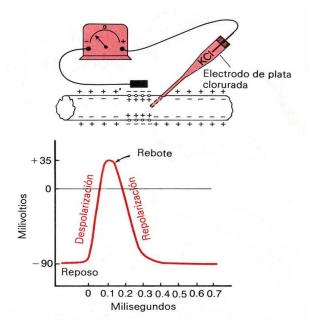


Figura 1.8 Potencial de acción típico.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw –

Hill, México, 1994. Pag. 49 Fig. 5.5

Estos potenciales de acción se deben a la apertura y cierre de los canales de sodio y potasio, sin embargo estos canales no se abren por si solos, de hecho la membrana pasa en reposo (- 90 mV), pero si un evento cualquiera inicia elevación del potencial de membrana hasta un nivel suficiente, abrirá gran parte de las compuertas de los canales de sodio, esto permite el ingreso rápido de iones de sodio y da lugar a un incremento adicional del potencial de membrana, lo que abre muchas más compuertas de voltaje en los canales de sodio e incrementa aun más la corriente de iones de sodio hacia el interior de la fibra. Este proceso es un círculo vicioso de retroalimentación positiva; si esto es lo bastante intenso continua hasta que todas las compuertas de voltaje de sodio se hayan abierto, luego en una fracción de milisegundo, la elevación del potencial de membrana comenzará a inactivar canales de sodio y abrir canales de potasio y así el potencial de acción pronto termina.

El umbral de estimulación para generar un potencial de acción es de 15 a 30 mV, por lo tanto con un voltaje de -65 mV podemos generar un potencial de acción, se lo llama umbral de estimulación.

1.3.3.1 **Excitación:** Generación del potencial de acción.- Todo factor que inicie la difusión de iones de sodio al interior de la célula a través de la membrana, en cantidad suficiente, puede disparar la apertura automática y regenerativa de los canales de sodio. Este proceso resulta de 1) Trastorno Mecánico simple en la membrana, 2) efectos químicos sobre la membrana, 3) Paso de la electricidad a través de la membrana.

Todos estos medios se utilizan en diferentes puntos del cuerpo para despertar potenciales de acción en nervios o músculos como presión mecánica para excitar terminaciones nerviosas sensoriales en la piel, neurotransmisores químicos para transmitir señales de una neurona a la siguiente en el cerebro, o corriente eléctrica para transmitir señales entre las fibras del corazón o del intestino.

1.3.3.2 **Propagación del potencial de acción.**Un potencial de acción generado en algún punto de la membrana excitable habitualmente estimula las regiones adyacentes de la misma; como resultado el potencial de acción se propaga. Como ilustra la figura 1.9, la membrana primero se encuentra en reposo y después es excitada en una región media, las flechas ilustran un "circuito local" por el que fluye la corriente entre las regiones despolarizadas de la membrana y las regiones vecinas en reposo, el potencial de acción se propaga de manera explosiva, a continuación las regiones recién despolarizadas generan circuitos locales adicionales por donde fluye la corriente, desplazándose a lo largo de la membrana despolarizando puntos cada vez más y más lejanos de este modo el proceso de despolarización viaja por toda la fibra.

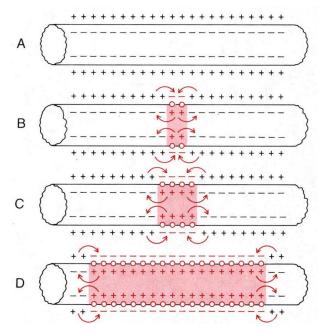


Figura 1.9 Propagación del potencial de acción en una fibra conductora.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw –

Hill, México, 1994. Pag. 52 Fig. 5.8

1.4 **Tejidos excitables especiales, descargas repetitivas.**- Descargas repetitivas autoinducidas o ritmicidad aparecen normalmente en el Corazón, en casi todos los músculos lisos y en muchas neuronas del sistema nervioso central, generando el ritmo cardíaco, la peristalsis o la ritmicidad de muchos eventos neuronales que controlas procesos rítmicos como la respiración.

Además todos lo tejidos excitables pueden producir descargas repetitivas si el umbral de estimulación se reduce lo bastante.

Para que haya ritmicidad, la membrana debe ser lo bastante permeable a los iones de sodio para permitir la despolarización automática de la membrana. Por ejemplo los potenciales de acción rítmicos de los centros que controlan el ritmo cardíaco, su potencial de membrana en reposo es de solamente -60 a -70 mV, no es un voltaje los bastante negativo para mantener cerrados los canales de sodio y calcio, 1) los iones de sodio y calcio fluyen hacia el interior de la membrana, 2) esto incrementa aún más la permeabilidad de membrana 3) el flujo de iones aumenta adicionalmente, 4) la permeabilidad aumenta más y más etc., generando un potencial de acción, luego al final,

la membrana se repolariza, después el proceso de despolarización ocurre una vez más generando un nuevo potencial de acción y así una y otra vez, generando la excitación rítmica autoinducida característica de tejido excitable. (Fig. 1.10)

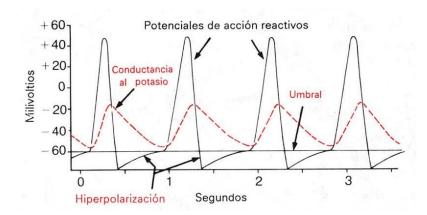


Figura 1.10 Potenciales de acción rítmicos semejantes a los registrados en los centros que controlan el ritmo cardíaco.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pag. 54 Fig. 5.10

CAPITULO 2

EL SISTEMA CARDIOVASCULAR

- 2.1 **Introducción:** El sistema o aparato cardiovascular es el conjunto de conductos por donde circula la sangre y está formado principalmente del Corazón y los vasos. Si bien es común la denominación de "sistema" cardiovascular, estrictamente se le debería llamar "aparato". La denominación de "sistema" se reserva para un conjunto de órganos formados predominantemente por el mismo tipo de tejido, el aparato cardiovascular está formado por diferentes tipos de tejidos, y por ello ésta es la denominación más adecuada.
- 2.2 Vasos sanguíneos- Se clasifican en tres grupos, Arterias; llevan la sangre desde el corazón a los órganos, transportando el oxígeno y los nutrientes. Esta sangre se denomina arterial u oxigenada en la circulación mayor y tiene un color rojo intenso, Venas; llevan la sangre desde los órganos y los tejidos hasta el corazón y desde éste a los pulmones, donde se intercambia el dióxido de carbono con el oxígeno del aire inspirado. Esta sangre se denomina venosa y es de color más oscuro, y Capilares; tienen su origen en la división progresiva de las arterias en ramas cada vez más pequeñas hasta llegar a los vasos capilares, que poseen finísimas paredes, y a través de los cuales pasan las células sanguíneas, al igual que los gases respiratorios, los nutrientes y el resto de las sustancias que transporta la sangre.

En un sistema superior, como el hombre, el sistema circulatorio en donde el líquido circulante es la sangre que es bombeada por el Corazón a través de los vasos sanguíneos, existen dos circuitos de circulación: uno mayor o sistémico u otro menor o pulmonar. La circulación mayor o sistémica es la que desde el ventrículo izquierdo del corazón se bombea la sangre por los vasos a todo el cuerpo a través de las arterias y arteriolas a los

capilares tisulares y desde los capilares la sangre fluye a las venas a través de las vénulas y luego a la aurícula derecha.

La circulación menor o pulmonar es la que desde el ventrículo derecho se bombea la sangre a través de la arteria pulmonar hasta los capilares alveolares, en donde se produce el intercambio de gases oxigenándose la sangre y regresando al corazón a través las venas pulmonares, a la aurícula izquierda.

2.3 **El corazón (Miocardio).-** El Corazón o Miocardio (músculo Cardíaco) es el órgano más importante del sistema cardiovascular por no decir del cuerpo humano.

El corazón que se ilustra en la figura 2.1, está formado por dos bombas, un hemicardio derecho que bombea la sangre a través de los pulmones, donde se oxigena, y un hemicardio izquierdo que bombea la sangre a través de todos los órganos periféricos. Cada uno de estos hemicardios es una bomba pulsátil compuesta de dos cámaras, la aurícula y el ventrículo. La Aurícula funciona como un reservorio de sangre y también como camino de acceso hacia el ventrículo; además bombea débilmente para ayudar a desplazar la sangre hacia el ventrículo. El ventrículo es, de hecho, la fuerza principal que impulsa la sangre a la circulación pulmonar o sistémica.

El corazón está situado prácticamente en medio del tórax, entre los dos pulmones, encima del diafragma. El corazón se fija en esta situación por medio de los grandes vasos que salen y llegan a él. Tiene forma de pirámide triangular o cono, cuyo vértice se dirige hacia abajo, hacia la izquierda y hacia delante, y la base se dirige hacia la derecha, hacia arriba y un poco hacia atrás.

El volumen del corazón varía según el sexo y la edad. Tradicionalmente se ha comparado el volumen del corazón con el de un puño, pero cambia considerablemente dependiendo de si el corazón está en contracción (sístole) o en relajación o dilatación (diástole). El volumen total varía entre 500 a 800 mililitros, siendo más importante el volumen de eyección del ventrículo izquierdo. Su peso ronda los 275 gramos en el hombre y 250 gramos en la mujer.

2.3.1 Partes del corazón.- El Corazón como mencionamos anteriormente consta de dos mitades laterales, que son el corazón derecho, en la que circula la sangre venosa y el corazón izquierdo, en la que circula la sangre arterial, cada una de estas dos mitades consta de dos partes fundamentales las aurículas y los ventrículos formando así un llamado corazón derecho y corazón izquierdo. El Corazón derecho está formado por la aurícula y ventrículo derechos separados por la válvula tricúspide, sistema donde toda la sangre, ahora venosa que ha circulado por el cuerpo, ingresa a la aurícula derecha por las venas cava, tanto superior como inferior, después pasado al ventrículo derecho por la válvula tricúspide para ser eyectada hacia los pulmones, para su oxigenamiento, a través de la arteria pulmonar pasando por la válvula pulmonar. El Corazón Izquierdo, que bombea la sangre oxigenada que viene de los pulmones a través de la vena pulmonar llenan la aurícula izquierda y pasando a través de la válvula mitral hacia el ventrículo izquierdo, en donde con una contracción ésta es expulsada hacia todo el cuerpo para la distribución de oxígeno, nutrientes, proteínas etc.

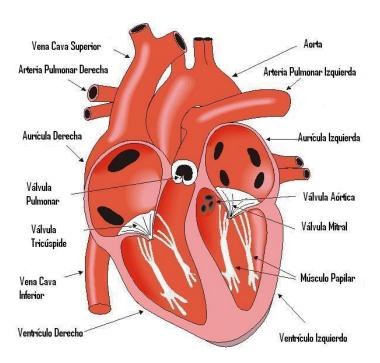


Figura 2.1 Corazón Humano

CYNOWIEC Esteban Lic. Introducción a los sistemas biológicos. UBA. Buenos Aires, Argentina.

- 2.3.1.1 **Principales vasos sanguíneos del corazón.-** El corazón humano es un órgano que bombea la sangre a través de arterias y venas.
- Las principales arterias que salen del corazón son la arteria pulmonar y la Aorta. La arteria pulmonar que sale del ventrículo derecho y se dirige a los pulmones, lleva la sangre "sucia" a ser oxigenada en los alvéolos de los pulmones. La Aorta es la arteria que sale desde el ventrículo izquierdo y lleva la sangre oxigenada a todo el resto del cuerpo desde la cabeza y las extremidades superiores hasta el tronco y las extremidades inferiores.
- Las Principales venas que llegan al corazón son las venas cavas y las venas pulmonares. Las venas cavas, superior e inferior, traen a la aurícula derecha la sangre "sucia" desde todo el cuerpo para su posterior oxigenación en los pulmones.

Las venas pulmonares vienen desde los pulmones trayendo la sangre oxigenada en los alvéolos hacia la aurícula izquierda, sangre que será posteriormente bombeada a todo el cuerpo.

- 2.3.1.2 **Cavidades del corazón y válvulas.-** El corazón humano consta de dos bombas pulsátiles, el hemicardio derecho y el hemicardio izquierdo, cada hemicardio consta de dos cavidades las aurículas y los ventrículos.
- El hemicardio derecho consta de la aurícula derecha y el ventrículo derecho por este circuito circula la sangre no oxigenada, primero se llena la aurícula a través de las venas cavas, después pasando por la válvula tricúspide la sangre llena el ventrículo derecho para ser bombeada hacia los pulmones a través de la válvula pulmonar hacia los pulmones por la arteria pulmonar.
- El hemicardio izquierdo consta de la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo, por este circuito circula la sangre oxigenada, a través de la vena pulmonar que viene de los pulmones la aurícula izquierda se llena de sangre después cuando pasa la sangre al ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral y por último es expulsada del ventrículo por la válvula aórtica hacia todo el cuerpo.

Todo este sistema de bombeo doble y pulsátil funciona a un ritmo cíclico que se llama ciclo cardiaco que es controlado por ciertas células especiales que tiene el corazón capaces de generar electricidad y otras transmisoras de electricidad con fines específicos de excitar los tejidos del corazón para generar la contracción y dilatación de las cavidades y apertura y cierre de las válvulas. El ciclo cardíaco y los tiempos cuando ocurren los actos se verán más adelante.

2.3.1.3 **Sistema especializado de excitación y conducción del corazón.-** La figura 2.2 ilustra el sistema de excitación y conducción del corazón que controla sus contracciones, en ella se muestra: A) El nodo sinuauricular (también llamado nodo sinusal o nodo S-A); B) las vías internodales, que conducen el impulso desde el nodo S-A hacia el nodo A-V; C) el nodo A-V (llamado también nodo auriculoventricular); D) el haz de Hiz, que conduce el impulso de las aurículas hacia los ventrículos; E) las fibras de Purkinge, que conducen el impulso cardíaco a todas partes de los ventrículos.

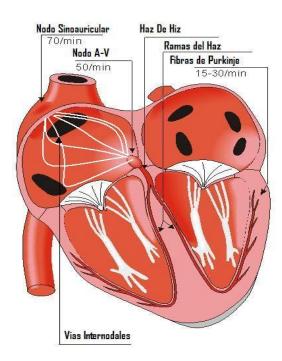


Figura 2.2, Sistema de excitación y conducción eléctrica del corazón.

CYNOWIEC Esteban Lic. Introducción a los sistemas biológicos. UBA. Buenos Aires, Argentina.

• <u>Nodo Sinoauricular</u>.- También conocido como nodo sinusal, es en este tejido muscular especializado donde se originan los impulsos eléctricos rítmicos normales. Se localiza en la pared superolateral de la aurícula derecha, inmediatamente por debajo y lateral a la abertura de la vena cava superior.

Muchas fibras cardiacas tienen la capacidad de autoexcitación un proceso que puede original contracciones rítmicas automáticas. Esto es especialmente cierto para las fibras de l nodo S-A, por esta razón el nodo sinoauricular controla la frecuencia del latido de todo el corazón.

En la figura 2.3 se muestra los potenciales de acción registrados de una fibra del nodo sinusal durante tres latidos, a la derecha se observa el potencial de acción de una sola fibra muscular del ventrículo, el potencial de reposo de la fibras del nodo sinusal tiene una negatividad de solo -55 a -60 mV, en cambio en las fibras ventriculares es de -85 a -90 mV. La causa de esta escasa negatividad es que la membrana celular de las fibras del seno son naturalmente permeables a los iones de sodio.

La ritmicidad de las fibras del nodo S-A depende de los tres tipos de canales iónicos de membrana que existen en el músculo cardíaco y que tienen una función importante en los cambio de voltaje de los potenciales de acción: a) canales rápidos de sodio, b) canales lentos de calcio-sodio, c) canales de potasio. La abertura de los canales rápidos de sodio durante unas cuantas diezmilésimas de segundo es responsable de inicio rápido del potencial de acción del músculo ventricular, la abertura más lenta de los canales lentos calcio-sodio por unas décimas de segundo más origina la meseta que sigue y el aumento de la abertura de los canales de potasio y la difusión de grandes cantidades de iones positivos de potasio fuera de la fibra hacen que regrese el potencial de membranas a su nivel de reposos.

No obstante existe una diferencia de funcionamiento debido a la menor negatividad en el potencial de reposo, en este nivel los canales rápidos de sodio se han "inactivado". Por esto solo pueden abrirse los canales lentos de calcio-sodio y de esta forma originar el potencial de acción. Es por esto que éste es más lento en su desarrollo que el del músculo

ventricular y también se recupera con mayor lentitud, en contraste con la recuperación abrupta que ocurre en el caso de la fibra ventricular

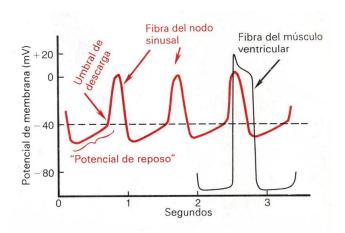


Figura 2.3, Descarga rítmica de la fibra del nodo SA, y comparación del potencial de acción del nodo SA con el de una fibra del músculo ventricular.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pag. 95. Fig. 9.2

Autoexcitación de fibras del nodo sinusal.- De manera natural los iones de sodio tienden a filtrarse hacia el interior de las fibras del nodo causando un potencial ascendente de membrana, una vez que pasa un umbral de -40 mV los canales de calcio-sodio se activan y comienzan a ingresar muy rápido iones de sodio y calcio dando lugar a un potencial de acción, la autoexitación de la fibras se originan básicamente por la permeabilidad inherente de las fibras del nodo sinusal a los iones de sodio. Esta permeabilidad de las fibras a los iones de sodio no dan origen a que las fibras del nodo permanezcan despolarizadas todo el tiempo debido a que los canales de calcio-sodio de inactivan en un lapso de 10 a 15 milisegundos después de su abertura y en segundo lugar que se abren grandes canales de potasio en el mismo momento, finalizando así el potencial de acción.

• <u>Vías internodales y transmisión del impulso cardíaco por las aurículas.</u> Los extremos de las fibras del nodo sinusal de funden con las fibras musculares de la aurícula y los potenciales de acción que se originan en el nodo sinusal viajan al exterior para alcanzar estas fibras, directamente o por las vías internodales, que conectan al nodo sinusal al nodo aurículo-ventricular y son tres: haz de Bachman o vía internodal anterior,

haz de Wenckenbah o vía media y haz de Thorel o vía posterior, de esta forma el potencial de acción se extiende a través de toda la masa muscular de las aurículas y alcanza el nodo A-V. La velocidad de conducción en el músculo es aproximadamente de 0,3 m/s.

• <u>Nodo A-V y retraso en la conducción del impulso.</u> El sistema de conducción está organizado de tal forma que el impulso cardiaco no es capaz de viajar de las aurículas a los ventrículos con demasiada rapidez; este hecho proporciona suficiente tiempo para que las aurículas vacíen su contenido sanguíneo hacia los ventrículos antes del inicio de la contracción de éstos. Este retardo en esta transmisión se origina primero en el nodo A-V (nodo aurículo-ventricular) y sus fibras asociadas de conducción.

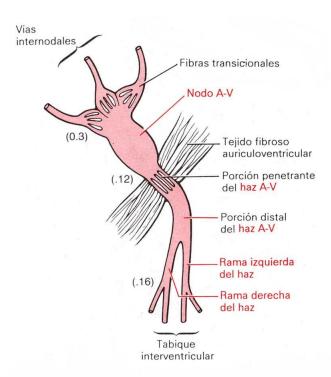


Figura 2.4 Organización del nodo A-V. Los números representan el intervalo desde el origen del impulso en el nodo S-A.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pag. 96 Fig. 9.3

El nodo aurículo-ventricular (nodo A-V) se localiza en la pared septal posterior de la aurícula derecha, detrás de la válvula tricúspide. En la figura 2.4 se observan las

diferentes partes de este nodo así como sus conexiones con las fibras de las vías internodales auriculares y el haz de Hiz, también se ven los intervalos aproximados (en fracciones de segundo) que transcurren entre el inicio del impulso cardiaco en el nodo S-A y su llegada a diferentes puntos del sistema nodal A-V

• Transmisión en el sistema de Purkinje. Las fibras de Purkinje se dirigen desde las ramas de haz de Hiz hacia los ventrículos. A excepción de la porción inicial de estas fibras en donde penetra la barrera fibrosa auriculoventricular, sus características son las opuestas a las de las fibras nodales A-V, son de gran diámetro aun más que el de las fibras normales del músculo ventricular y transmiten potenciales de acción a una velocidad de 1.5 a 4.0 m/s velocidad seis veces mayor a la del músculo cardiaco habitual. Esto permite la transmisión casi inmediata del impulso cardiaco a través de todo el sistema ventricular.

El has de Hiz se divide en dos ramas: derecha e izquierda, que recorren las paredes libres de los ventrículos correspondientes y terminan en las fibras de Purkinge.

Las fibras terminales de Purkinje penetran alrededor de un tercio de la distancia hacia la masa muscular y después se continúan con las fibras del músculo cardíaco.

Desde el momento en que el impulso cardíaco penetra a las ramas de haz hasta que alcanza las terminales de las fibras de Purkinje, el tiempo que transcurre promedia alrededor de 0.03 s, por ello el impulso se extiende casi de inmediato a toda la superficie endocárdica del músculo ventricular.

2.4 **El ciclo cardíaco.-** El ciclo cardíaco es el período que transcurre entre el inicio de un latido hasta el inicio del siguiente. Cada ciclo comienza con la generación espontánea de un potencial de acción en el nodo sinusal. Consta de dos periodos uno que es el de relajación o diástole, que es durante el cual se lleva a cabo todo el llenado de las cavidades, y otro que es un período de contracción o sístole, durante el cual la sangre es expulsada a presión.

La relación que existe entre la actividad eléctrica y el ciclo cardíaco, es que tanto la sístole como la diástole son respuestas con cierto retraso a los estímulos generados en el nodo sinuauricular fig. 2.5.

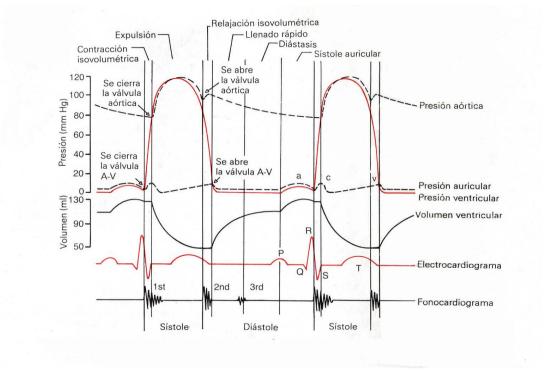


Figura 2.5 El ciclo cardíaco, donde se ven cambios en las presiones de la aurícula y ventrículo izquierdos y aorta, volumen ventricular, electrocardiograma y fonocardiograma.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pág. 87 Fig. 8.4

2.5 **Electrocardiograma y su interpretación.-** A medida que el impulso cardiaco pasa por todo el corazón, corrientes eléctricas se propagan en todas direcciones por los tejidos, una porción de estas corrientes llegan a la superficie del cuerpo.

Los potenciales eléctricos generados por estas corrientes se pueden registrar si se colocan electrodos sobre la piel en los sitios predeterminados, este registro se conoce como electrocardiograma fig. 2.6.

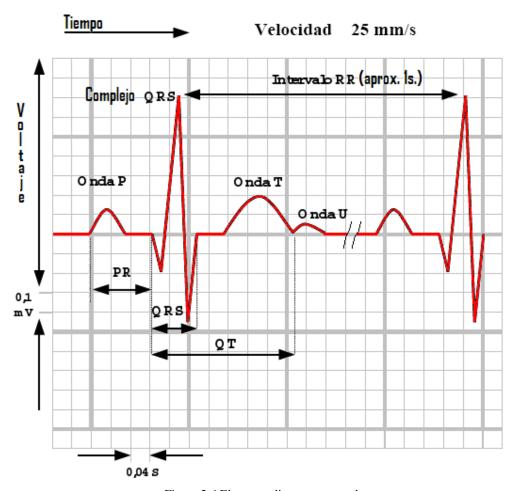


Figura 2.6 Electrocardiograma normal.

2.5.1 Características del electrocardiograma normal.- El electrocardiograma normal (fig. 2.6) se compone de una onda P, un "complejo QRS" una onda T y una onda U (el origen de la onda U no es muy exacto y desconocida es posible que resulte de la recuperación del sistema His-Purkinje o de la recuperación del miocardio donde en áreas donde no hay red de Purkinje, puede aumentar en alguna situación patológica.) El complejo QRS comprende de tres ondas separadas: la onda Q, la onda R y la onda S

La onda P se produce por los potenciales eléctricos de la despolarización de las aurículas antes de su contracción, que se inicia en el nodo S-A.

El intervalo PR se extiende desde el comienzo de la onda P al inicio de la onda Q, representa la despolarización auricular y la conducción del impulso a través nodo A-V.

El segmento PR que va desde el final de la onda P al inicio de la onda Q; representa el retardo fisiológico de la transmisión de impulso a nivel de del nodo A-V

El complejo QRS se produce por los potenciales que se generan cuando se despolarizan los ventrículos justo antes de la contracción ventricular, cuando se extiende toda la despolarización a lo largo de los ventrículos, siendo así las onda P y el complejo QRS son ondas de despolarización.

El Segmento ST se extiende desde el final de la onda S hasta el principio de la onda T; representa un periodo de inactividad eléctrica, después de que todo el miocardio se despolarizó.

La onda T expresa los potenciales que se originan en los ventrículos cuando se recuperan del estado de despolarización, esto ocurre unos 0.25 a 0,35 segundos después de la despolarización y se conoce a esta onda como onda de repolarización, constando el ECG de ondas de despolarización y repolarización.

El Intervalo QT se extiende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T, representa la duración total de la sístole eléctrica ventricular, es decir despolarización y repolarización de los ventrículos.

El intervalo TP se extiende desde el final de la onda T al principio de la onda P subsiguiente y representa el estado de reposo del músculo cardíaco, durante el cual no hay actividad eléctrica.

El intervalo RR representa la distancia entre dos ondas R sucesivas, tiempo entre latidos.

El electrocardiograma registrado según la figura 2.6 no es en realidad los eventos que suceden en los nodos o las fibras, las ondas del ECG están asociadas a los eventos que suceden en las diferentes partes del corazón durante el ciclo cardiaco. El ECG es la sumatoria de diferentes onda generadas en las diferentes partes del corazón, tanto el los nodos SA como AV y el las fibras de las aurículas y ventrículos como muestra la figura 2.7; aquí se puede observar que cada onda del ECG está asociada a los diferentes eventos

del ciclo cardíaco, y la medicina estandariza el ECG con sus diferentes formas de onda, tamaños y tiempos de las ondas para poder definir patologías en un corazón.

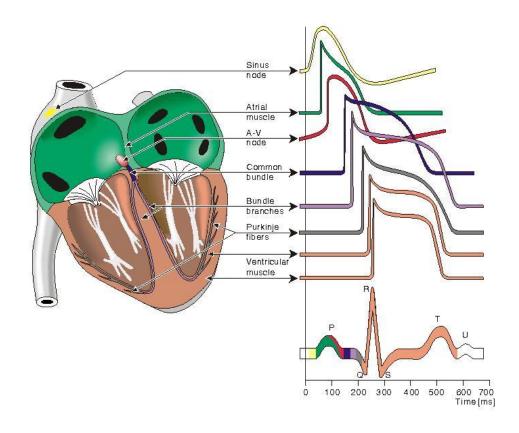


Figura 2.7 Eventos eléctricos en el Corazón.

CYNOWIEC Esteban Lic. Introducción a los sistemas biológicos. UBA. Buenos Aires, Argentina.

2.5.2 **Derivaciones electrocardiográficas**

2.5.2.1 **derivaciones bipolares de las extremidades o estándares.**- La figura 2.8 muestra las conexiones eléctricas que debemos tener en un Electrocardiógrafo y el cuerpo humano para registrar el ECG mediante conexiones bipolares de las extremidades, al ser bipolares intervienen dos electrodos al existir tres ubicaciones para estas derivaciones tenemos en resumen tres derivaciones bipolares.

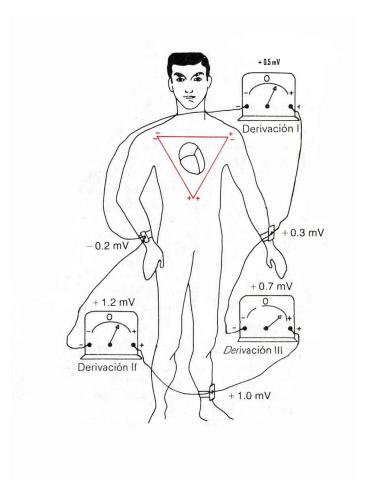


Figura 2.8 Colocación convencional de los electrodos para el registro de las derivaciones bipolares (triangulo de Einthoven).

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pág. 103 Fig. 10.5

Las derivaciones bipolares DI- DIII registran la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (*Left arm LA*) y brazo derecho (*Right arm, RA*), pierna izquierda (*Left leg, LF*) y RA, entre LF y LA respectivamente, usando estas tres derivaciones sobre el cuerpo, se forma un sistema triaxial llamado triángulo de EINTHOVEN².

² Willem Einthoven (1860-1927). Médico neerlandés. Nació en la colonia holandesa de Java, hoy Indonesia. Regresó a su país, en donde Einthoven acabó obteniendo la licenciatura en Medicina en la Universidad de Utrecht.

En 1906, describía con detalle las aplicaciones clínicas del electrocardiograma en un artículo titulado: "Le telecardiogramme" Este artículo sentó las bases para la extraordinaria avalancha informativa que se ha desarrollado desde entonces acerca de esta imprescindible herramienta en el análisis cardiológico. Sus trabajos le hicieron merecedor del Premio Nóbel de Medicina en 1924.

La ley de Einthoven expresa que si se registran los potenciales dos de las tres derivaciones bipolares, la tercera puede deducirse matemáticamente mediante la suma algebraica de las otras dos. (D II = D I + D III).

La figura 2.9 muestra los registros electrocardiográficos de las derivaciones bipolares I, II y III se puede observar que los tres registros son muy parecidos unos con otros, ya que todos registran ondas P y T positivas y complejos QRS, debido a esta similaritud no importa con cual de éstas se diagnostique las diferentes arritmias cardiacas ya que el diagnóstico depende fundamentalmente de las relaciones del tiempo entre las diferentes ondas.

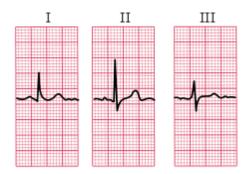


Figura 2.9 Registros de las tres derivaciones bipolares estándares.

Cuando se desea diagnosticar daños en la musculatura ventricular o auricular o en el sistema de conducción es muy importante conocer las derivaciones registradas ya que las anormalidades de los cambios que se observan en el músculo cardiaco hacen cambiar los patrones en algunas derivaciones sin embargo no afectar otras, por esto existen otras derivaciones

2.5.2.2 **Derivaciones** unipolares precordiales.-Las derivaciones precordiales se las obtiene conectando el electrodo explorador al positivo del ECG y el negativo a la terminal central de Wilson. El o los electrodos exploradores se conectan a la pared toráxica debido a que las superficies del corazón están cercanas, estas derivaciones exploran el corazón en un plano horizontal mientras que las derivaciones de miembros lo hacen únicamente en un plano frontal, por esta razón anormalidades

pequeñas de los ventrículos, en especial de la pared anterior, suelen causar cambios marcados en los electrocardiogramas obtenidos por estos electrodos toráxicos

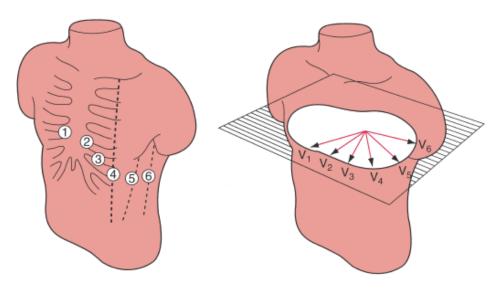


Figura 2.10 Sitios de los electrodos en las derivaciones precordiales.

UBA Curso de Bioelectrónica, *The electrical activity of the heart: the electrocardiogram* 2005 Pág. 4

Las regiones anatómicas donde se colocan los electrodos positivos están ilustradas en la figura 2.10.

- V1.- 4to espacio intercostal, en el borde derecho del esternón.
- V2.- 4to espacio intercostal, en el borde izquierdo del esternón.
- V3.-Punto equidistante entre V2 y V4.
- V4.- 5to espacio intercostal, a la altura de la línea medioclavicular.
- V5.- Línea axilar anterior, a la misma altura que V4.
- V6.- Línea axilar media, al mismo nivel que V4.
- Ferminal Central de WILSON: Idealmente, estas derivaciones unipolares son medidas con referencia a un punto remoto (infinito), pero como se logra esto con un conductor del tamaño del cuerpo humano con los electrodos ya colocados en las extremidades? Wilson y sus colegas sugirieron el uso de un terminal central como esa referencia. Esto se forma colocando una resistencia de 5 kΩ desde cada terminal de los cables de las extremidades a un punto en común llamado terminal central, como

muestra la figura 2.11, al medir el potencial unipolar referido a este terminal que se aproxima al potencial de infinito.

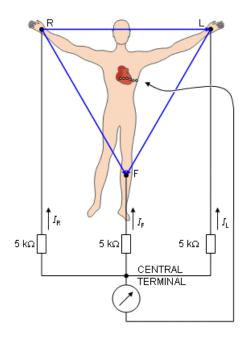


Figura 2.11 La terminal central de Wilson (CT) representa el promedio del potencial de las extremidades. Debido a que no circula corriente a través de un voltímetro, la ley de Kirchhoff's dice que $I_R + I_L + I_F = 0$.

MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap 15. Pag 14

La propuesta de Wilson de resistencias de 5 k Ω ; siguen siendo muy utilizadas, en el presente los amplificadores de ECG tienen una muy alta impedancia de entrada posibilitando la colocación de resistencias mucho más altas. Una mayor resistencia aumentaría el CMRR (*Common Mode Rejection Rate*) rechazo al modo común y disminuiría el ruido debido a los electrodos y la resistencia de la piel.

Fácilmente se ve que el terminal central de Wilson se encuentra al centro del triángulo de Einthoven, figura 2.12.

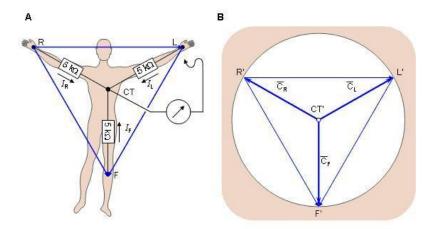


Figura 2.12 (A) Terminal central de Wilson (CT) (B) El terminal central en la imagen espacial está ubicada en el centro del triangulo de Einthoven.

MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995 Cap. 15 Pág. 14

2.5.2.3 **Derivaciones aumentadas unipolares de los miembros.-** Estas derivaciones registran la diferencia de potencial entre un electrodo explorador positivo y otro negativo, que corresponde a la central terminal de Wilson. Hay tres derivaciones unipolares: aVR (brazo derecho) aVL (brazo izquierdo) y aVF (pie izquierdo). Se antepone la letra a, porque son derivaciones aumentadas (en ingles: augmented voltage). Figura 2.13

2.5.3 **Sistema electrocardiográfico de 12 derivaciones.-** El sistema más utilizado en electrocardiografía en clínicas y hospitales es el de 12 derivaciones. Estas 12 derivaciones, antes explicadas, tres bipolares, tres unipolares aumentadas y seis unipolares precordiales.

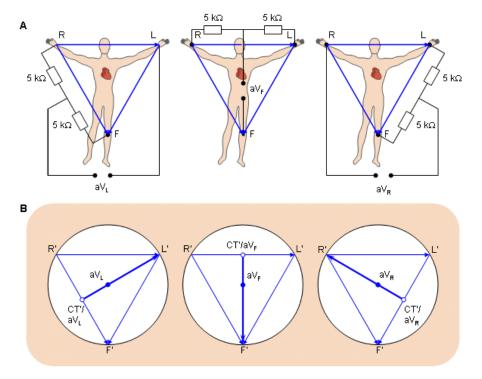


Figura 2.13 (A) Circuito de las derivaciones aumentadas (B) Ubicación de los vectores de las derivaciones aumentadas en la imagen espacial.

MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap. 15. Pág. 16

Las primeras seis, son derivadas exactamente de los tres puntos de medición entonces cualquiera dos de las seis derivaciones contienen la misma información que las otras cuatro.

Cerca del 90% de la actividad del corazón puede ser explicada con un dipolo, suficiente con medir tres componentes independientes, en principio, dos derivaciones de las extremidades I, II, III pueden mostrar los componentes del plano frontal, no obstante, una derivación precordial puede ser elegida para mostrar el componente anterior-posterior. Esta combinación es suficiente para describir completamente el vector eléctrico del corazón. Se puede llegar al punto en que la fuente cardiaca se describe como un dipolo, el sistema de 12 derivaciones puede decirse que tiene tres derivaciones independientes y nueve redundantes.

Sin embargo, la realidad es que las derivaciones precordiales detectan componentes no bipolares, que en un diagnóstico son muy importantes ya que se encuentran localizadas en la parte frontal del corazón. Entonces en realidad el sistema de 12 derivaciones tiene ocho derivaciones independientes y cuatro redundantes.

Los vectores de cada derivación basados en una conducción ideal (esférica) se muestran en la figura 2.14, estas figuras se asumen se usan en la electrocardiografía clínica.

La razón principal para usar y grabar todas las doce derivaciones es que incrementa mucho la identificación de patologías médicas.

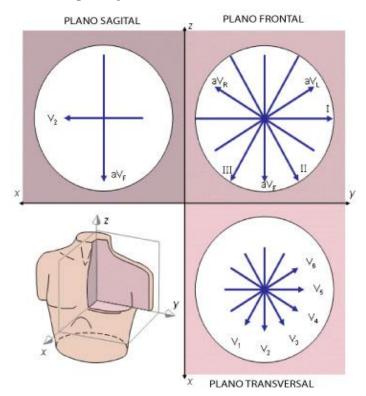


Figura 2.14 Proyecciones de las derivaciones en tres planos ortogonales, donde se asume una conducción esférica y la fuente cardiaca se encuentra en el centro. MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert.
"Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap. 15. Pág 19

CAPITULO 3

ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ECG.

3.1 **Introducción.-** La señal ECG como todas las señales bioeléctricas poseen características especiales que deben ser tomadas muy en cuenta para adquirirlas a un equipo que las procese, por ejemplo todas estas señales son extremadamente pequeñas en amplitud y su período es muy irregular.

Estas señales son adquiridas de ciertos tejidos de un cuerpo humano como la piel o los músculos, mas no directamente de la fuente que las genera, podemos ver las complicaciones que se presentan debido a acoplamientos que pueden existir debido diferentes impedancias, perdida de la señal en la transmisión desde el punto de generación hasta la superficie de la piel, la unión electrodo-paciente es una muy alta fuente de ruido, etc.

Con los avances de la tecnología, se ha llegado a desarrollar varios tipos de electrodos para evitar mucho estos problemas de ruido en el acoplamiento electrodo-paciente.

Estas señales al ser, en muchos casos, más pequeñas que el ruido común que existe en circuitos electrónicos, deben ser tratadas con electrónica de instrumentación, circuitos y diseños aplicando mucho las teorías de fabricación correctas para evitar diversos tipos de acoplamientos.

3.2 **Fuentes de Ruido e Interferencia en el ECG.-** La presencia de ruido en el registro de biopotenciales es un problema prácticamente inevitable. En el registro ECG el ruido se debe a muchas causas, algunas son controlables, pero otras han sido poco investigadas.

Un mejor conocimiento del ruido y sus causas ayudara al proceso de su eliminación por ello se estudiara los tipos de ruidos en un registro de bioseñales del corazón un ECG.

La definición de ruido es toda aquella señal ajena a la señal de interés y es la provocante de errores en el sistema de medida. Así el ruido podemos clasificarlo por su origen: externo o interno al sistema de medida o por si es determinista o aleatoria. El termino ruido se utiliza cuando el origen de la señal es interno y su naturaleza suele ser aleatoria, y cuando existe señales externas al sistema de medida y su fase y frecuencia son constantes en el tiempo se considera interferencia.

Las fuentes de ruido e interferencias que se encuentra frecuentemente en un registro electrocardiográfico son:

Fuentes de ruido:

Electromiograma (EMG).

Interfaz electrodo-paciente.

Sistema de medida.

Ruido Digital.

Fuentes de Interferencia:

Redes de distribución eléctrica.

Otras fuentes: computadores, monitores, equipo electrónico.

3.2.1 **Ruido de Electromiograma.**- Este ruido es la principal fuente de ruido en un ECG, este ruido se debe a los potenciales de acción generados en toda actividad muscular del cuerpo humano. Su reducción es difícil y requiere la colaboración del paciente en el que se mide. La disposición de los electrodos de medida puede contribuir a una considerable reducción de este tipo de ruido.

Los niveles de ruido EMG están alrededor de $10~\mu V$ y 2~mV de amplitud tomando en cuenta que en el registro ECG las mayores amplitudes de ciertas ondas llegan aproximadamente a 0.8~mV, siendo este ruido muy molesto para el registro ECG.

Si se analiza el ruido en el registro ECG, sus características no son constantes en el tiempo, esto se debe a la falta de estacionariedad durante la respiración del paciente, por eso, conviene, distinguir dos tipos de EMG, el de soporte y el de respiración.

- El EMG de soporte esta relacionado con la actividad muscular toráxica que no intervienen en la respiración y su nivel de actividad depende del estado de relajación del paciente el frío etc.
- EL ruido EMG de respiración está directamente relacionado con la actividad muscular que interviene con la respiración y su nivel de ruido es diferente durante el ciclo respiratorio, el nivel es mayor durante la inspiración y más bajo en la fase de espiración, siempre y cuando se mantenga un rito respiratorio no forzado y libre. Se obtiene un mejor nivel de ruido cuando el paciente respira de forma periódica y pausada.

El Ruido de EMG se puede minimiza con la ayuda del paciente, que durante el registro ECG se mantenga lo más quieto posible.

3.2.2 **Ruido de electrodo.-** Los electrodos son los transductores que deben convertir las corrientes iónicas en corrientes eléctricas, por lo tanto son el primer y principal elemento en la cadena de adquisición de las señales, por lo tanto cualquier ruido que pueda generarse en estos adquiere especial importancia.

La traducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible y no debe perturbar la señal a medir. La impedancia debe ser lo más baja posible para reducir el efecto de carga en la siguiente etapa de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen en la entrada.

3.2.3 **Ruido en el sistema de medida.-** Una característica muy importante de un sistema de adquisición de bioseñales es el nivel de ruido introducido por el circuito de salida. Este ruido es causado en gran parte por la primera etapa de amplificación, que si no se ha suprimido el ruido en la entrada y el modo común, estos ruidos serán

amplificados de tal forma que la señal a ser analizada quedará perdida completamente en el ruido.

Para suprimir este ruido en gran cantidad hay que usar amplificadores con un alto rechazo al modo común, amplificadores de instrumentación.

- 3.2.4 **Ruido digital.-** Este tipo de ruido es generado en mismo proceso de adquisición y procesamiento de la señal donde una conversión A/D mal realizada (baja frecuencia de muestreo o baja resolución) puede afectar la señal adquirida siendo imposible su reconstrucción.
- 3.2.5 **Fuentes de interferencia en el sistema de medida.-** La amplificación y el registro de biopotenciales, presentan frecuentemente problemas de interferencias originados por la red de distribución eléctrica. Existen campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente, las bioseñales sobre todo las del corazón está por las frecuencias de 50 Hz a 130 Hz aproximadamente, es la misma frecuencia que los 60 Hz de las redes de distribución eléctrica, esto nos genera un gran problema. Existen dos tipos de interferencias: de origen interno y de origen externo.
- 3.2.5.1 **Interferencia de origen interno.-** Provienen del propio equipo de medición o registro y sus causas son varias, la más común es la de la fuente de alimentación cuando el equipo está conectado a la red eléctrica y el origen de esta interferencia puede ser por cuatro razones:
- 1. Interferencia por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación
- 2. Interferencias por el acoplamiento capacitivo entre primario y secundario de dicho transformados
- 3. Acoplamientos capacitivos en el interior del equipo
- 4. Interferencias superpuestas a las tensiones continuas de alimentación de los distintos circuitos.

La solución a estas interferencias pasa por un diseño muy preciso tanto del circuito de acondicionamiento de la señal como de la fuente de alimentación

3.2.5.2 **Interferencias de origen externo.**- Estas interferencias son las más estudiadas, estos acoplamientos externos pueden resumirse en cinco y se pueden hacer dos distinciones: las interferencias causadas por el campo eléctrico y las causadas por el campo magnético

Las causadas por el campo eléctrico son (sin necesidad que por las redes circule energía eléctrica):

- 1. Acoplamiento capacitivo a los cables de medida
- 2. Acoplamiento capacitivo a los electrodos
- 3. Acoplamiento sobre el paciente

Estos acoplamientos están en los valores de 1 v a 20 v.

Las causadas por el campo magnético son:

- 1. Interferencias en modo diferencial producidas por la caída de tensión sobre el tórax por las corrientes inducidas por un campo magnético exterior.
- 2. Interferencias inducidas por el bucle de medida por la presencias de campos magnéticos.

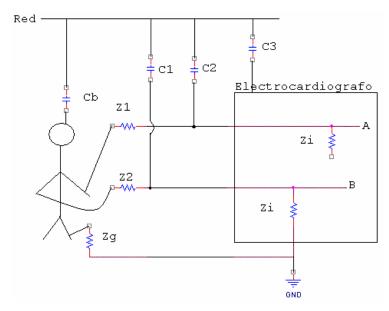


Fig. 3.1.- Modelo de los acoples capacitivos de la red que producen interferencia.

La Figura 3.1 es un modelo muy bueno de cómo los acoples de la red afectan la señal, las impedancias Z1, Z2 y Zg son las impedancias de los electrodos. Se modela el acoplamiento con los cables de los electrodos con C1 y C2, por donde circulará una corriente i_{d1} e i_{d2} que se puede asumir que son del mismo orden, entonces tenemos:

$$V_a - V_b = i_{d1} (Z1 - Z2).$$

Según mediciones realizadas para cables típicos de 9 m muestran una i_{d1} de aproximadamente 6 nA y para una diferencia de impedancia de electrodos de 20 K Ω

$$V_a - V_b = 120 \mu V$$

Este valor es muy apreciable ya que ciertas ondas en el ECG están por el orden de 500 μV .

El acople con el paciente de modela en C_b , el flujo de una corriente i_{db} provocará una señal común v_{cm} .

$$v_{cm} = i_{db} * Zg$$

$$v_{cm} = 0.2 \ \mu A * 50 \ k\Omega = 10 mV$$

Este tipo de voltajes no sería problemas si el amplificador fuera ideal en donde la Z de entrada es infinita pero:

$$V_{a} - V_{b} = v_{cm} \left(\frac{Zi}{Zi + Z1} - \frac{Zi}{Zi + Z2} \right)$$

Zi es mucho mayor que Z1 o Z2 en la mayoría de circuitos y la ecuación queda:

$$V_{a} - V_{b} = v_{cm} \left(\frac{Z2 - Z1}{Zi} \right)$$

Con valores típicos medidos indican

$$V_a - V_b = 10 \text{ mV} \left(\frac{20K\Omega}{5M\Omega} \right) = 40 \text{ } \mu\text{V}$$

Este valor es apreciable en un ECG pero es indeseable en un electro encefalograma EEG, por lo que es indispensable tener una impedancia de entrada lo más grande posible y los electrodos u otros elementos de entrada una impedancia lo más baja posible para disminuir dichos voltajes.

3.3 Adquisición de las Señales ECG.- La adquisición de las señales bioeléctricas del cuerpo humano es diferente a cualquier otro tipo de adquisición de señales debido a que nos enfrentamos a señales extremadamente pequeñas y muy susceptibles al ruido que se presenta en este tipo de registros de muchas formas. Sin embargo las señales del corazón son la de mayor amplitud y constancia en el tiempo, de todas la bioseñales, debido a que su fuente de generación (nodo SA) tiene que generar suficiente electricidad para poder contraer el músculo cardiaco, para bombear la sangre a topo el cuerpo a través de las arterias y venas.

La cadena de adquisición de las señales consta de muchos pasos el primer paso es la interfaz desde el paciente al equipo a través de los electrodos, seguido de la primera etapa del circuito electrónico que es la amplificación de entrada, en donde estas dos etapas son interconectadas de una optima forma acoplando las impedancias y después la amplificación y filtrado de la señal y posteriormente el procesamiento de la señal e interfaces a computadores en caso de llevar un registro digital de la señal.

La figura 3.2 muestra un diagrama de bloques del sistema de adquisición de las señales ECG.

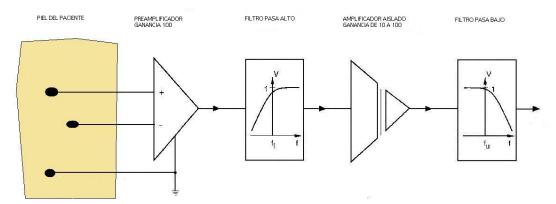


Figura 3.2 Diagrama a bloques de un sistema de adquisición

3.3.1 Interfaz entre el Paciente y el Sistema de Adquisición, (Electrodos para

ECG).- Los electrodos son la interfaz entre el paciente y el sistema de medición. Son transductores que convierten las corrientes iónicas a corrientes eléctricas. Sus parámetros más importantes son la impedancia y el ruido, la impedancia debe ser la mas baja posible para reducir el efecto de carga en la etapa de amplificación.

Los electrodos están formados por una superficie metálica y un electrólito en contacto con la piel, debido a esto existen dos transiciones en el camino de las señales bioeléctricas entre el interior del cuerpo y el sistema de medida. La primera es el contacto entre la piel y el electrolito, la segunda es el contacto entre el electrolito y la placa metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provocará un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo (potencial de media celda).

3.3.1.1 **Potencial de media celda.-** Este potencial se genera de cada electrodo debido a los interfaces entre la piel y el electrolito y el electrolito y la placa metálica de la piel, este potencial es proporcional al tipo de electrolito y el tipo de metal que está fabricado el electrodo. Debido a la interacción entre los electrones de los electrodos y los iones del cuerpo, el desempeño de un electrodo y requiere consideraciones especiales.

En la interfaz entre un electrodo y una solución iónica se generan reacciones para que una carga pase entre el electrodo y la solución. Estas reacciones están representadas en general por las siguientes ecuaciones:

$$C \leftrightarrow C^{n+} + ne^{-}$$
(Ec. 3.1)
$$A^{m-} \leftrightarrow A + me^{-}$$
(Ec. 3.2)

En donde n es la valencia del material del cátodo C, y m es la valencia del material del ánodo A. Los átomos de C se oxidan y liberan electrones y van hacia la solución como iones con carga positiva. Estos iones de reducen cuando el proceso ocurre en dirección contraria. En caso de de una reacción de ánodo (Ec.3.2) las direcciones de oxidación y reducción son reversas.

La interacción entre un metal en contacto con una solución produce un cambio en la concentración de iones en el área cerca de la superficie de el metal, provocando una diferencia de potencial entre esta área y el resto de la solución, esta diferencia de potencial se conoce como potencial de media celda el cual es diferente dependiendo del tipo de material a usarse, la tabla 3.1 muestra algunos de los potenciales de media celda de los electrodos más comunes.

METAL Y REACCIÓN	POTENCIAL DE MEDIA
	CELDA V.
$Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^{-}$	- 1,706
$Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^{-}$	- 0,230
$H_2 \rightarrow 2H + 2e^-$	0,000 (por definición)
$Ag + Cl^{-} \rightarrow AgCl + e^{-}$	+ 0,223
$Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$	+ 0,799
$Au \rightarrow Au^+ + e^-$	+ 1,680

Tabla 3.1

El comportamiento de un electrodo es muy difícil de determinar, no es el mismo siempre y se debe a los siguientes factores:

- No es lineal.
- Comportamiento reactivo debido a la capacitancia que se crea entre el electrodo y el electrolito.
- Voltaje de media celda.
- El electrodo al ser metálico posee una resistencia característica.
- Y es dependiente de la frecuencia.

3.3.1.2 Circuito Equivalente 2do modelo de Warburg.- Este circuito equivalente consta de resistencias y un condensador R_1 y C_1 que están debido al acoplamiento que existe entre el electrodo y el electrolito, en donde tenemos que el circuito se comportará diferente dependiendo de la frecuencia, E_{hc} es el potencial de media celda que está definido por el tipo de material que está construido el electrodo. Los valores típicos del condensador y las resistencias son: el condensador es aproximadamente de 0,1 μ f, R es aproximadamente 1 $K\Omega$ y R_f es de 10 $K\Omega$ a 100, manteniéndose la regla que R_f >>R.

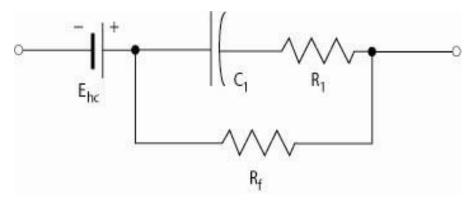


Figura 3.3.- Circuito equivalente a un electrodo, modelo de Warburg.

En este circuito el offset es variable en el tiempo, variable con las impurezas, temperatura y con la movilidad del paciente.

La diferencia con el primer modelo Warburg (1880) es que este si permite el paso de corrientes galvánicas por el tejido.

3.3.1.3 Interfaz entre el electrolito y la piel.- La piel consta de tres capas la epidermis, dermis y la capa subcutánea, la que más nos interesa es la epidermis que es la que hace contacto con el electrolito. La epidermis consta de Stratum corneum (células muertas), stratum granulosum, y stratum germinativum (donde se crean las nuevas células). Las capas más profundas de la piel consisten de terminaciones nerviosas componentes vasculares, glándulas sudoríparas, ductos sudoríparos y folículos de bellos, con la excepción de las glándulas sudoríparas, ninguno de los otros componentes afectan el desempeño del electrodo. La figura 3.4 muestra el modelo del interfaz eléctrico entre el paciente y el electrodo.

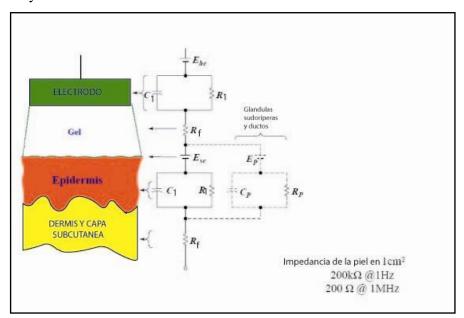


Figura 3.4.- Circuito equivalente al interfaz entre el paciente y el electrodo.

Biopotential Electrodes, The Connection Between the Physiological System and the Electrical Recording

System BME 687

3.3.1.4 **Problemas con los electrodos durante el registro.**- Durante el registro de los biopotenciales se pueden generar muchos problemas, entre los más comunes están: el ruido y la impedancia.

El ruido.- Aparte de todos los tipos de ruido e interferencias que vimos al inicio de este capítulo, en el registro cuando se usan electrodos se puede generar ruido debido a impurezas en el electrodo o su mismo desgaste, para esto es recomendable no limpiar los electrodos con materiales abrasivos y la piel con alcohol, sino con una solución electrolítica. También se puede generar mucho ruido debido a los artefactos en movimiento de paciente, esto hace que la distribución de carga en el electrodo varíe abruptamente dando una medición completamente errónea, para ayudar a la solución de este problema se puede usar electrodos de succión pero por tiempos limitados.

La Impedancia.- La impedancia de los electrodos es nominalmente alta sobretodo en bajas frecuencias, para ayudar a esto es recomendable usar buffers de altísima impedancia y con un bajo offset.

- 3.3.2 **Tipos de electrodos.** Existen en el mercado muchos tipos de electrodos para las diferentes aplicaciones en la medicina, ECG EEG EMG, electrodos de estimulación, etc. existiendo también electrodos de un solo uso, descartable y los reusables.
- 3.3.2.1 **Electrodos de placa metálica**.- Estos electrodos se usan en ECG, son muy buenos, su superficie de contacto es amplia, los rectangulares son de 3,5 x 5 cm y los circulares son de 4,75 cm de diámetro, los más comunes son de plata-cloruro de plata Ag-AgCl debido a su potencial de media celda que es bajo y sobre todo no es tóxico y no es corroe fácilmente, su impedancia es de 2-10 K Ω en frecuencias bajas.
- 3.3.2.2 **Electrodos de copa de succión.-** Estos electrodos son usados en tejidos blandos y mediciones cortas, son muy buenos en evitar el ruido debido a artefactos en movimiento la superficie de contacto siempre es la misma, también son de Ag-AgCl, su impedancia es un poco mayor a la de los de placa metálica.
- 3.3.2.3 **Electrodos de cavidad.** Estos son lo más comerciales, constan de una cavidad donde está el disco metálico, esta cavidad está llena de gel electrolítico lo cual ayuda mucho a reducir el ruido por artefactos en movimiento, prácticamente la superficie de contacto es la misma, su impedancia es de 2 a 50 K Ω .

- 3.3.2.4 **Electrodos de goma conductora.** Estos electrodos son de un material parecido a la goma que se llama karaya es conductora, estos se usan para registro y también para estimulación el problema de estos electrodos es que la goma se degrada con el uso y aumenta su impedancia hacia el centro, perdiendo una linealidad en la densidad de carga.
- 3.3.2.5 **Electrodos radio transparentes.-** Estos electrodos son para aplicaciones especiales donde durante el registro o estimulación el paciente debe ser radiografiado, y en la placa radiográfica no existe sombra del electrodo.
- 3.3.2.6 **Electrodos de Aguja**.- Estos se usan específicamente para la electromiografía, para el registro como para la estimulación, pueden ser alambres de acero o de aleación de Níquel Cromo, tienen una impedancia bien alta.
- 3.3.3 **Amplificación y filtrado de la señal E.C.G.** .- La señal ECG una vez que ha sido tomada del cuerpo humano a través de los electrodos hay que manipularle de tal forma que nos sea útil esta señal para poder imprimir este registro en un dispositivo de salida análogo o si la queremos procesar para diferentes aplicaciones en equipos electrónicos.

Esta etapa de amplificación y filtrado es la etapa más crucial de todo un sistema de registro de biopotenciales, en este caso ECG.

La amplificación de la señal se puede hacer en algunas etapas, en dos o tres a veces más, dependiendo de las necesidades se señal se puede amplificar unas 1000 veces su amplitud original para poder mostrar en un monitor o si se quiere digitalizar o cualquier tratamiento que se le quiera dar.

Las características de la señal ECG son las siguientes: la señal tiene una amplitud típica de 2 mV y un ancho de banda de 0,05 Hz a 250 Hz, la señal está completamente ruidosa debido a todos los factores estudiados al inicio de este capítulo, efectivamente el ruido en muchos casos será mucho mayor que la misma señal a ser estudiada, la impedancia de

los electrodos debe ser considerada para cuando se acople al amplificador de entrada, existirá un potencial de offset en la entrada debido a que se toma la señal de dos electrodos o más.

3.3.3.1 **Amplificador de entrada.-** La señal ECG es muy pequeña y viene con muchísimo ruido, de muchos tipos, y como este es el que tiene contacto con la señal y las principales fuentes de distorsión, ruido, interferencia; el resto de etapas son amplificación y filtrado.

La señal de entrada está compuesta de dos señales, la señal diferencial V_d y la señal a modo común V_{mc} , las cuales serán amplificadas y obtenemos a la salida V_{sal} :

$$V_{sal} = \Delta_d \times V_d + \Delta_{mc} \times V_{mc}$$

En donde Δ_d y Δ_{mc} son las ganancias en modo diferencial y modo común respectivamente.

El voltaje de modo común idealmente debe ser cero y a su vez su amplificación seria cero, para esto los amplificadores deben tener rechazo al modo común y se muestra en los amplificadores como un índice de rechazo al modo común (*CMRR common mode rejection rate*) y se define como:

$$CMRR = \frac{\Delta d}{\Delta mc}$$

Esto nos determina cuanto la señal diferencial se amplifica respecto a la de modo común si el CMRR es grande la señal de interés se amplificará mucho más que la de modo común.

El amplificador de entrada debe tener las siguientes características:

- O Debe ser un amplificador diferencial, ya que la señal que vamos a medir es la diferencia entre los electrodos.
- O Debe tener alta impedancia de entrada, para que pueda acoplarse sin problemas de impedancia con los electrodos usualmente superior a $10 \text{ M}\Omega$.

- Alto rechazo al modo común esto debe ser alto ya que existe mucho ruido en modo común debido a muchos factores, interferencia de 60 Hz en modo común, CMRR usualmente por el orden de los 110 dB.
- o Rechazo del potencial de offset de los electrodos.
- o El sistema debe estar eléctricamente aislado tierra.
- O El paciente debe quedar eléctricamente aislado en quirófanos el paciente es ultrasensible a corrientes extremadamente bajas.

Amplificador diferencial básico.- La figura 3.5 muestra un circuito de un amplificador diferencial básico, donde no existe rechazo al modo común.

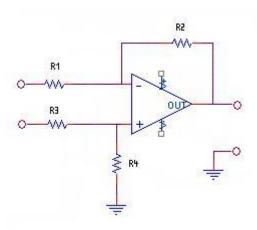


Fig. 3.5 Amplificador diferencial básico

La ganancia del sistema es el siguiente:

$$\Delta v = R2/R1 \text{ si } R2/R1 = R4/R3 (=> R1=R3 \text{ y } R2=R4)$$

En este modelo de amplificador diferencial cualquier ruido que exista en modo común se amplificara.

Amplificador diferencial con alto rechazo el modo común.- Existe un mejor diseño de un sistema de amplificación diferencial en donde existe un alto rechazo al modo común, y este es la base del diseño de los amplificadores de instrumentación, la figura 3.6 muestra un diagrama de un circuito amplificador con un alto rechazo al modo común.

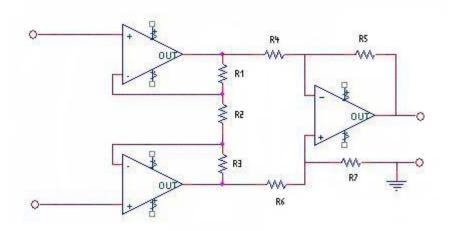


Fig. 3.6 Amplificador diferencial con alto CMRR

R2=R3, R4=R6, R5=R7 (apareamiento de hemicircuitos)

$$\Delta \mathbf{v} \ 1 = (2*R2/R1) + 1$$
$$\Delta \mathbf{v} \ 2 = R5/R4$$
$$\Delta \mathbf{v} = \Delta \mathbf{v} \ 1 * \Delta \mathbf{v} \ 2$$

El Amplificador consta de dos hemicircuitos en la primera etapa en donde al ser exactos cualquier tipo de ruido en modo común son amplificados por igual y en la segunda etapa al ser otro diferenciados resta la señal + del – anulándose cualquier señal a modo común, ahora esto depende de la perfección en la igualdad de los hemiciclos, en amplificadores de instrumentación encapsulados como el AD 620 se llega a atenuaciones del modo común de 120 dB lo cual es muy bueno y suficiente para estos tipos de requerimientos.

3.3.3.2 **Circuito de Realimentación negativa.-** Si el circuito todavía tiene ruido de modo común lo que se puede hacer es anular este ruido amplificándolo e realimentándole al paciente, pero invertido, así cuando los electrodos capten esta señal se anulará con el ruido original. Este circuito se denomino derivación de Pierna Derecha, la figura 3.7 nos muestra este circuito de pierna derecha, que la señal va a través de Ra, se amplifica, se invierte y se realimenta a través de R1 hacia la pierna derecha del paciente.

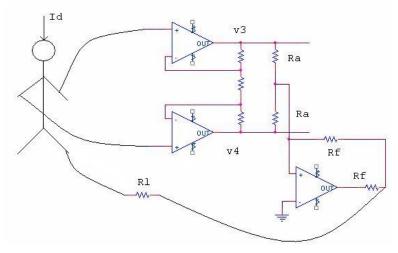


Fig. 3.7 Circuito amplificador diferencial con alto rechazo al modo común.

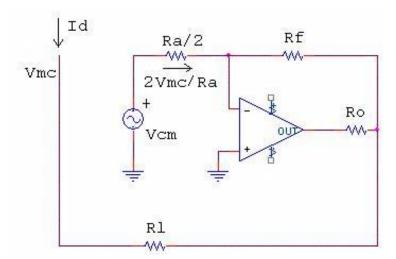


Fig. 3.8 Detalle del circuito de realimentación negativa de la señal de modo común (pierna derecha)

El circuito de la figura 3.8 nos muestra en detalle como funciona el circuito de pierna derecha, el circuito funciona de siguiente manera:

Se suman las corrientes que van al pin inversor del amplificador esta suma es igual a cero (no circula corriente hacia el amplificador)

$$\frac{2Vmc}{Ra} + \frac{Vo}{Rf} = 0 \Rightarrow Vo = -\frac{2Rf}{Ra}Vmc$$

$$Vmc = Rlid + Vo$$

Entonces:

$$Vmc = \frac{Rlid}{1 + 2Rf / Ra}$$

Debido a los transitorios existentes en Vmc el amplificador puede saturarse, apareciendo en la salida un voltaje Vcc (voltaje de alimentación del amplificador), con esto la pierna derecha se encontrará conectada a tierra a través de esta fuente y las resistencias R_f y R_O . Para limitar la corriente que por la pierna se colocan resistencias del orden de los $5M\Omega$ entonces al ser I_d muy pequeña el V_{mc} también lo será.

Si el amplificador no se satura el objeto es que Vmc se lo más pequeña posible, al elegir Rf bien grande y Ra relativamente chica se tiene un camino a tierra con una impedancia muy baja.

Este circuito debe ser concebido de tal forma que la conducción de corriente hacia el cuerpo humano no exista ya que dicha circulación pude producir desde una contracción de los músculos hasta la fibrilación del corazón del paciente pudiendo matarlo. Para esto se debe usar amplificadores aislados.

- 3.3.3.3 Amplificador de principal.- La señal ahora debe ser amplificada para que pueda ser registrada por un dispositivo de salida, o si en su defecto v a ser convertida a una señal digital para ser procesada (DSP), su entrada debe tener acoplamiento de ac para que los potenciales de offset amplificados en la etapa anterior sean eliminados, para que los amplificadores no se saturen en esta etapa, se realiza un filtrado de la señal para el ancho de banda deseado y definido por la señal y también es bueno incluir un control de offset para ajustar la línea base.
- 3.3.3.4 **Filtrado de la señal.-** La señal ECG después que se amplifica, y se ha minimizado el ruido común, todavía posee cierto ruido, ruido diferencial, provocado por interferencias y acoplamientos y ruido propio de las tarjetas electrónicas, como ruido de fuentes, para evitar estos ruidos y únicamente usar las partes que nos interesan de la señal debemos pasar por una etapa de filtrado, con filtros pasa bajos, pasa altos y pasa bandas.

En la electrocardiografía se debe elegir una frecuencia de corte para un ancho de banda de 0,05 Hz a 150 Hz, esta banda es muy problemática debido a que las redes eléctricas también se encuentran en esta banda, siendo el filtrado más difícil aún.

Para realizar el filtro se debe hacer un filtro pasabanda desde los 0,5 Hz hasta los 150 Hz se puede realizar un filtro con un aproximante butterworth de un orden 6.

La figura 3.9 muestra el diseño de un filtro pasa banda formado por un filtro pasa alto y un pasa bajo, dando las frecuencias de corte de 0,5 Hz y 250 Hz con una aproximación butterworth de orden 6 y con unas atenuaciones en la banda pasante de -3 dB y en la banda de stop de -80 dB.

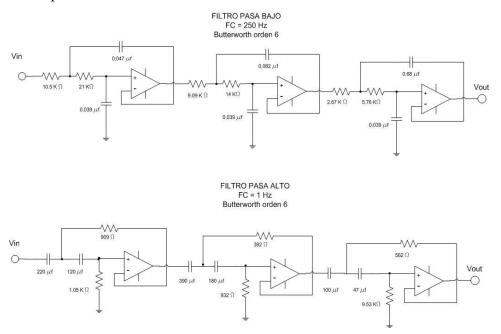


Figura 3.9 Esquema del circuito de un filtro pasabanda

Existe un filtrado de la señale netamente para eliminar el ruido blanco, existen métodos como el de promediado de la señal o métodos de reducción de jitter, filtros IIR, FIR, adaptativos etc. aunque estos ruidos eliminados por estos filtros son los que mantienen enmascaradas ciertas señales del corazón como potenciales auriculares o potenciales tardíos los cuales, son detectados por electrocardiógrafos de alta resolución ECGAR

En la etapa de pre amplificación se usan amplificadores operacionales que tienen una impedancia de entrada el orden de los Tera Ohmios en caso de usar operacionales fabricados con transistores JFET y Mega Ohmios en caso de usar transistores BJT, estas impedancias muy elevadas en la entrada son ideales para la etapa de entrada del circuito, estas entradas se conectan directamente a los electrodos y no a través de capacitores de desacople, ya que funcionarían como filtros RC modelando un filtro pasa altos pudiendo atenuar la señal de interés.

En la primera etapa debe existir poca ganancia para que corrientes continuas, de los electrodos, las I _{bias}, no saturen los operacionales, el desacople de la señal continua de debe hacer en la etapa posterior de amplificación.

En la segunda etapa de amplificación ya es conveniente usar capacitores de desacople, los cuales eliminarán el componente continuo de la señal, pudiendo amplificar la señal sin que se saturen los operacionales.

Es conveniente usar amplificadores aislados, para asegurar seguridad al paciente, un amplificador aislado normalmente se conecta a continuación del preamplificador y su factor de rechazo en modo aislado IMR (Isolation Mode Rejection) también reduce el ruido debido a se aísla el paciente de la tierra física sobre los 10^{12} y unos 9 pF.

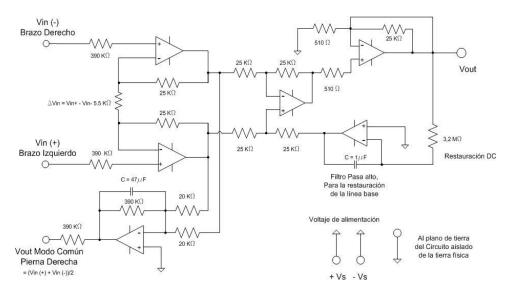


Figura 3.10 Esquema del circuito de un preamplificador de un ECG

3.4 **Procesamiento de las Señales Electrocardiográficas.-** Una vez adquirida la señal electrocardiográfica podemos mostrarla a través de algún dispositivo de registro analógico o, lo que es más común en los electrocardiógrafos modernos, procesar esta señal para su presentación en pantallas, monitores, etc., realizar cálculos con estas señales y entregar el médico ciertas mediciones de la señal que le serán útiles para un diagnóstico preciso.

Unos de los primeros pasos para el procesamiento de la señal ECG aún antes de convertirla a digital, necesitamos una referencia de la misma señal, algo como un punto de partida, al ser esta una señal repetitiva y relativamente periódica, pero no es uniforme. Para esto primero se detecta alguna onda de un ECG, la más fácil de detectar seria del complejo QRS ya es son ondas bien marcadas y son las de mayor amplitud y las que mayor cantidad de fisiopatologías pueden mostrar en un estudio clínico.

Existe una amplia variedad de formas de detección del complejo QRS, desde algunos algoritmos, a un circuito detector de QRS (detección en tiempo real). Esta detección en tiempo real usa un bajo costo computacional, aunque en la actualidad está quedando en desuso debido al crecimiento exponencial de la capacidad de los procesadores.

- 3.4.1 **Tipos de Detectores.-** Los tipos de detectores se pueden clasificar de acuerdo a la teoría de su funcionamiento.
- 3.4.1.1 **Derivación de la señal.-** Los algoritmos usados en este tipo de detectores son, primera derivada, amplitud y primera derivada y segunda derivada. Son muy simples derivan la señal y comparan con un umbral en amplitud, tienen muy buena respuesta ante ruidos debido a ruidos musculares, pero suelen ser sensibles ante cambios en la línea base.

La figura 3.11 muestra el circuito de un detector de QRS con un sistema de derivación de la señal propuesto para un ECG.

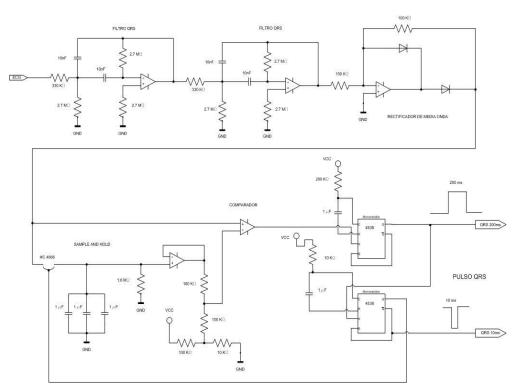


Figura 3.11 Circuito detector de QRS en tiempo real

3.4.1.2 **Filtrado Digital.-** Este tipo de algoritmo consta de dos etapas, una de procesamiento en la que se da especial énfasis en el complejo QRS y otra de decisión mediante el uso de umbrales, todo esto mediante el uso de filtrado digital lineal como no lineal.

Figura 3.12 Diagrama a bloques de un filtrado digital para un detector QRS.

Estos algoritmos usan filtros pasa bandas para eliminar cualquier señal que esté fuera del rango en el que se encuentra en complejo QRS. Para formar este filtro se usa un filtro pasa bajo y un filtro pasa altos.

En este filtro se suscita un problema, los complejos QRS no son todos iguales y de la misma frecuencia, tienen una gran variabilidad para este problema existen algunas soluciones que se listan a continuación:

- Una solución es separando la señal en distintas bandas para dar uso a información que antes se pudo haber filtrado y se analiza si existen complejos QRS en cada banda, esto requiere de un algoritmo muy complicado.
- Se filtra la señal ECG en dos bandas, y se detectará la onda R o S dependiendo si la onda S es más débil que la R o viceversa y con una lógica se determinará qué puntos de ha detectado.
- Estas soluciones presentadas aun pueden fallar en la detección de complejos QRS debido a su variabilidad, la solución al problema de variación del ancho de banda de los QRS como de su variación temporal es usar algoritmos con wavelets³. Se utiliza la transformada wavelet dyadic (D_yWT) eligiendo una wavelet madre fija, de la cual se deriva wavelets "hijas" de distintos anchos de bandas y variación temporal. Esto es la convolución de la señal y la wavelet hija permitiendo ajustar la wavelet madre a los cambios en la señal ECG.

³ La transformada wavelet representa una señal en términos de versiones trasladadas y dilatadas de una onda infinita (denominada wavelet madre). Puede sustituir a la transformada de Fourier.

3.4.1.3 **Ajuste de modelos** (*Template Matching*) Esta técnica es tomar una plantilla de un latido y buscar su ocurrencia en la señal, y con esto se puede hacer una correlación cruzada o una resta del *template*.

La relación cruzada se base en aparear filtros para maximizar la relación señal ruido de la señal y se puede correlacionar el template con los intervalos donde se sospeche hay un QRS o continuamente con toda la señal.

La resta del template se realiza una resta continua entre el template y la señal y donde la diferencia sea muy próxima a cero se ha hallado un QRS.

3.4.2 **Detector de complejos QRS.-** Para diseñar un algoritmo de detección de complejos QRS se debe estar consciente que la señal a ser analizada está compuesta por los complejos QRS, las ondas P y T, interferencia de red de 60 Hz, señales EMG, "artefactos en movimiento" (debido al movimiento y manipuleo de los electrodos), para poder realizar una detección exitosa debemos separar el complejo QRS del resto de la señal.

El algoritmo utilizado fue desarrollado por Jaipu Pan y Willis J. Tompkins, la figura 3.12 muestra un diagrama a bloques del algoritmo.

Los algoritmos de detección de QRS típicamente usan dos de tres tipos de procesamiento, que son: filtrado digital lineal, transformación no lineal y algoritmos de unas reglas de decisión, el algoritmo de Pan y Tompkins usa los tres tipos.

Los procesos lineales incluyen filtros pasabanda, una derivada y una ventana integradora en movimiento. La transformación no lineal es elevar al cuadrado la amplitud, y técnicas de discriminación de onda T y umbrales adaptativos proveen parte del algoritmo de una regla de decisión.

La pendiente de la onda R es comúnmente usada para detectar QRS en muchos detectores, sin embargo por su misma naturaleza ruido de frecuencia, mucho QRS anormales con largas amplitudes y largas duraciones se pierden debido a su pequeña pendiente relativa de la onda R, entonces usar la pendiente de la onda R para la detección

de QRS es insuficiente, para lograr una detección adecuada debemos extraer otros parámetros de la señal como amplitud, ancho y energía del QRS.

Este algoritmo es desarrollado en lenguaje *assembly* y todo el procesamiento es hecho con aritmética integral para que el algoritmo pueda operar en tiempo real sin requerir excesiva capacidad de procesamiento computacional.

Primero con el fin de atenuar el ruido, la señal pasa a través a un filtro pasa bandas digital, compuesto por una cascada de un filtro pasa bajos seguido de un filtro pasa alto.

Después de que la señal es filtrada, pasa por un algoritmo de diferenciación donde se obtiene información sobre la pendiente del QRS seguido de otro algoritmo encargado de elevar al cuadrado la señal punto a punto con el objeto de intensificar esta pendiente del QRS, y por último la señal pasa por una ventana integradora que produce una señal que incluye información sobre la pendiente y el ancho del complejo QRS.

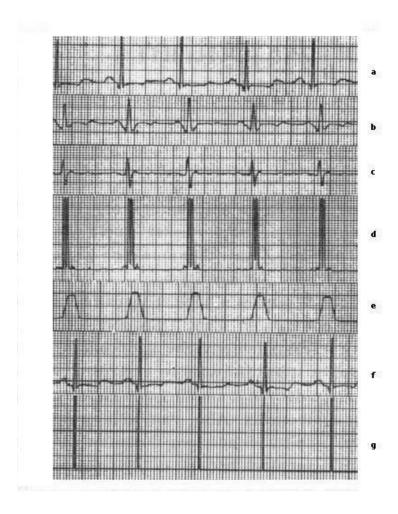


Figura 3.14 (a) Señal original tomada del cuerpo humano. (b) Señal después del filtro pasa banda. (c) Salida del derivador (diferenciador). (d) Salida del proceso de elevación al cuadrado. (e) Resultado de la ventana de integración. (f) Señal original retrasada por el tiempo de proceso del algoritmo. (g) tren de pulsos de salida.

PAN Jaipu and TOMPKINS Willis. J., "A Real Time QRS Detection," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 230-236, 1985

3.4.2.1 **Filtro pasa bandas.-** Este filtro es una cascada de filtros que consta de un pasa bajo, seguido de un pasa altos, reduce la interferencia de la red de 60 Hz, ruido muscular, desfases de la línea base e interferencia de la onda T.

El filtro pasa bajos es un filtro de 4to orden cuya función de transferencia es H(z):

Donde la frecuencia de corte es de 20 Hz y la frecuencia de muestreo es de 250 Hz los coeficientes son:

$$H(z) = \frac{0.0048 + 0.0193 z^{-1} + 0.0289 z^{-2} + 0.0193 z^{-1} + 0.0048 z^{-4}}{1 - 2.3695 z^{-1} + 2.3140 z^{-2} - 1.0547 z^{-3} + 0.1874 z^{-4}}$$

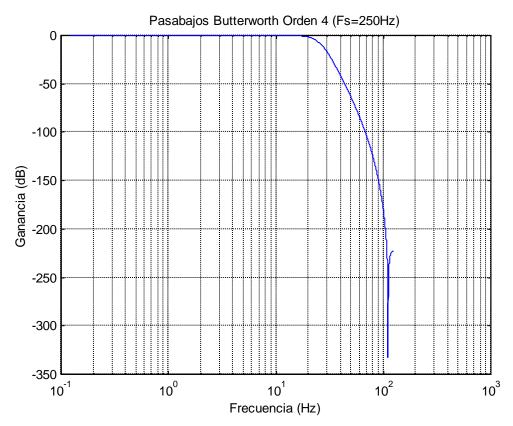


Figura 3.15 Respuesta en Frecuencia del filtro Butterworth de orden 4 fs. = 250 Hz

Finalmente el filtro pasabandas es un filtro Butterworth de orden 4 con un ancho de banda de 6 a 20 Hz. Con una frecuencia de muestreo de 250 Hz su función de transferencia con los coeficientes es:

$$H(z) = \frac{0.0246 - 0.0493 z^{-2} + 0.0246 z^{-4}}{1 - 3.3760 z^{-1} + 4.3945 z^{-2} - 2.6221 z^{-3} + 0.6081 z^{-4}}$$

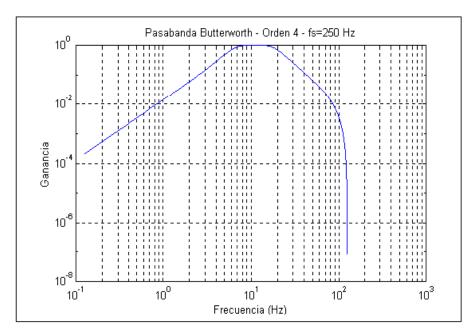


Figura 3.16 Respuesta en Frecuencia del filtro pasabandas Butterworth de orden 4 fs. = 250 Hz

3.4.2.2 **Algoritmo de Derivación de la señal.-** Después del filtrado la señal es diferenciada para obtener información de la pendiente del QRS, se usa una derivada de 5 puntos con la siguiente función de transferencia:

$$H(z) = 0.1(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4})$$

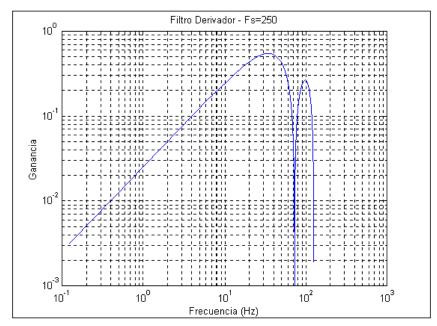


Figura 3.17 Respuesta en Frecuencia del filtro derivador fs. = 200 Hz

Este algoritmo tiene una respuesta en frecuencia casi lineal entre dc. y 30 Hz

3.4.2.3 **Función de elevación al cuadrado.-** Después de la derivación la señal es elevada el cuadrado punto a punto, la ecuación de esta operación es:

$$y(nT) = [x(nT)]^2$$

Esto hace que todos los puntos sean positivos y hace que la amplificación no linear de la salida del derivador se enfatice en frecuencias altas, ejemplo las frecuencias del ECG.

3.4.2.4 **Ventana móvil de integración.-** El propósito de esta ventana de integración es obtener información de la forma de onda en adición de la pendiente de la onda R, y es calculada así:

$$y(nT) = (1/N) [x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + + x(nT)]$$

En donde N es el número de muestras del ancho de la ventana integradora. El número de muestras N de la ventana es muy importante, generalmente el ancho de la ventana debe ser aproximadamente del QRS más ancho que pueda existir, si la ventana es muy ancha la integración fusionará las señales del QRS y las de la onda T y si la ventana es muy pequeña, algunos complejos QRS producirán picos muy severos en la forma de onda, y esto causará dificultades en la detección de los complejos QRS. El ancho de la ventana es determinado empíricamente; para una conversión A/D que tiene un muestreo de 200 muestras/s el ancho de la ventana en muestras es de 30.

3.4.3 **Conversión Analógico Digital.-** Cuando realizamos un procesamiento digital de una señal, como su nombre lo indica la señal debe ser digital, al margen de que tipo de detector de QRS usemos, en tiempo real o digital.

Como la señal original que viene, a través de los electrodos, del cuerpo humano es analógica debemos convertirla a digital mediante un conversor A/D, sin embargo existen ciertas consideraciones a tomar para evitar ruido digital en este proceso.

Para una exitosa conversión A/D para señales ECG debemos tomar en cuenta que el ancho de banda de la señal es de 0,05 a 250 Hz o sea que de acuerdo al criterio de Nyquist en el teorema del muestreo, la frecuencia con la que se debe hacer el muestreo para la conversión debe de ser de siquiera el doble de la frecuencia máxima del ancho de banda de la señal, hablamos de una frecuencia mínima de muestreo de 500 Hz en el caso de elegir mal una frecuencia de muestreo podemos tener dos problemas; si la frecuencia es muy superior a la frecuencia propuesta por Nyquist obtendremos un sobre muestreo y el problema es que obtendríamos demasiadas muestras causando la necesidad de grandes memorias o buffers para almacenamiento de datos y si la frecuencia de muestreo es menor (submuestreo) al teorema de Nyquist la señal cuando es reconstruida es afectada por el fenómeno de aliasing, este fenómeno es el efecto que causa que señales continua al ser muestreadas a una frecuencia menor que la de la misma muestra se tornes indistinguibles al ser reconstruida y se reconstruirá una señal alias a la original pero no la misma, la figura 3.15 muestra una señal sinusoidal de frecuencia f que es muestreada a una frecuencia menor y se ve claramente que se reconstruye otra señal sinusoidal pero de menor frecuencia es una señal alias de la original.

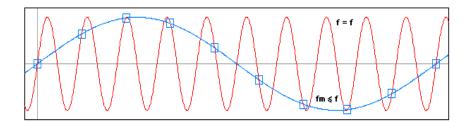


Fig. 3.15.- Señal sinusoidal muestreada a menor frecuencia de la original.

Existe un filtro llamado antialiasing el cual ayuda a que el fenómeno de aliasing se minimice, este filtro consiste en quitar de la señal, antes del muestreo, los componentes de alta frecuencia que existan así se cumple mejor con el criterio de Nyquist, $f_m > 2 \ f_{max}$ de la señal.

En el proceso de digitalización de una señal a parte de los problemas que puede tener por un mal proceso de muestreo también tiene un ruido digital debido a la cuantificación de cada una de las muestras, este error es mayor a menor dependiendo del número de bits que se use en la cuantificación, en resumen este proceso asigna a cada muestra tomada en el proceso de muestreo un valor discreto y ahí es donde se produce el error ya que la señal analógica en el sitio donde es muestreada su valor puede ser muy variado (ejem. 15,349 mV) y el proceso de cuantificación asigna a cada muestra un valor discreto como 15 o 16 mV dependiendo de la cantidad de bits que se usen para la cuantificación, una buena cuantificación es a 8 bits, donde la cantidad de valores que pueden ser $2^8 = 256$ valores para colocar una muestra tomada en el proceso anterior.

CAPÍTULO 4

EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO PARA EL CORAZÓN ELECTROCARDIÓGRAFO ECG Y ELECTROCARDIÓGRAFO DE ALTA RESOLUCIÓN ECGAR

4.1. **Introducción.**- El electrocardiógrafo es un equipo médico capaz de registrar la actividad del corazón a través de electrodos posicionados en el cuerpo humano principalmente en el tórax, la técnica de registro depende de cada electrocardiógrafo de cuan avanzado sea, los primeros registraban la actividad del corazón imprimiendo sobre papel, después se digitalizo la señal pudiendo mostrarle en monitores y llegando a la capacidad de procesar esas señales y facilitarle al medico la lectura, entregándole datos como frecuencia cardiaca, tamaños y tiempos de las ondas, y patologías que al final siempre las definirá el médico, y aun ahora existe nuevas tecnologías en donde se consigue una electrocardiografía de alta resolución ECGAR en donde se pueden detectar potenciales tardíos, ondas muy pequeñas variaciones en la recuperación ventricular y más.

Los electrocardiógrafos de diferencian también por la cantidad de entradas que tengan que pueden ser desde un electrocardiógrafo muy simple de dos entradas o hasta el más utilizado en las clínicas y hospitales que es un electrocardiógrafo de 12 derivaciones para poder medir las derivaciones unipolares, bipolares, aumentadas y precordiales simultáneamente.

Para entender bien un registro ECG impreso por un electrocardiógrafo, es necesario saber bien a que está asociada cada una de las ondas y sus dimensiones en papel de un ECG normal.

- 4.2. **ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL**.- Para entender bien un ECG hay que saber que las derivaciones bipolares (I, II, III) y las monopolares aumentadas, (aVR, aVL y aVF) son la representación de las proyecciones eléctricas del plano frontal y las derivaciones monopolares precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6) son la representación de las proyecciones eléctricas del plano horizontal.
- 4.2.1. **Características de las ondas en un ECG.** Las diferentes ondas, segmentos, intervalos y complejos tienen características únicas cuando son normales, como amplitud, tiempo, eje etc., las que se analizaran de una en una.
- 1. <u>Onda P.-</u> Esta onda está asociada a la despolarización auricular, ocurre a los 60 milisegundos del inicio de la activación auricular. La onda "P" es generalmente visualizada, DI, DII, y V1, es simétrica, y puede ser positiva, negativa o bifásica, siempre que la parte negativa no dure más de 40 milisegundos.
- O La amplitud de la onda P es menor a 2,5 mV para cualquier paciente.
- O La duración de la onda P aumenta con la edad es de 80 ms en niños menores de 1 año, 90 ms en niños de hasta tres años y 100 ms en el resto de personas.
- 2. <u>Segmento PR.-</u> Este segmento es el espacio desde el final de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS, está asociado al retraso del impulso que viene de las aurículas y pasa por el nodo AV y los impulsos que recorren por el Haz de Hiz. Se lo ve más claramente en DII.
- O Su duración varia con la edad y la frecuencia cardíaca, puede ser desde los 80 ms hasta los 180 ms.
- 3. <u>Complejo "QRS".-</u> Está asociado a la despolarización ventricular, es lo más marcado en un ECG aquí se produce la expulsión de la sangre de los ventrículos hacia todo el organismo y los pulmones.

Este complejo puede tener muchas variantes debido a la edad, patologías, estado físico, y hasta su morfología puede cambiar, es ve claramente por parte desde las diferentes derivaciones, DI - aVF; muestran su " máxima positividad" mientras su duración exacta se lo ve mejor en V5 y V6.

En este complejo debemos fijarnos en el eje eléctrico, la duración y la morfología de sus ondas.

- El eje eléctrico es la dirección del impulso eléctrico desde que nace en los nodos hacia donde se dirige, normalmente en el cuerpo humano se dirige hacia la parte inferior izquierda en el pecho, ya que el corazón no se encuentra vertical en tórax, sino que esta posicionado con una inclinación, este eje se puede desviar a la derecha en la gente muy alta u obesa, una desviación extrema puede indicar un bloqueo en una rama, hipertrofia ventricular o también embolia pulmonar.
- O La duración del complejo varia con la edad, se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda S, el valor medio es de 60 ms en recién nacidos hasta unos 80 ms a los 12 años. Cuando los valores son mayores de 10 ms son anormales, cuando el corazón crece los tiempos del QRS aumentan.
- La morfología del QRS, también varia con la edad, durante las primeras semanas de vida las ondas S dominan en las derivaciones DI y aVL y las ondas R en aVR a las 6 meses son las ondas R las que dominan en DI y aVL y las S en aVR y su amplitud son iguales a las de un niño mayor. La onda S en V2 es más profunda que en V1 y la onda R en V5 es más alta que en V6.
- Onda Q.- Está presente en todas las derivaciones bipolares y en aVF y casi siempre en V5 y V6, patológicamente está vinculada a la necrosis miocárdica.
- O La duración de la onda Q puede ser de 10 a 20 ms normalmente no sobrepasa los 30ms.
- Es poco profunda 1 a 2 mm. En corazones muy verticales puede llegar a tener una mayor amplitud y no son necesariamente patológicos.
- 4. <u>Onda R.-</u> Puede tener un voltaje que no supera los 6 a 8 mV llegando en la derivación precordial V5 a 25 mm, junto con la onda S indican la contracción del miocardio.
- 5. <u>Segmento ST</u>.- Va desde el final del QRS hasta el comienzo de la onda T, aquí se pueden determinarse trastornos isquémicos miocárdicos, pueden existir

desviaciones positivas o negativas respecto a la línea base si son ligeros no tiene significado patológica, desviaciones de 1 a 2 mm se considera normal.

- 6. <u>Onda T.-</u> Esta onda representa la repolarización ventricular, siendo este proceso más lento de la despolarización, esta onda es muy positiva en DI, DII, aVL, aVF y de V3 a V6
- O Es de forma asimétrica con un asenso más gradual que el descenso tiene forma curvada pudiendo deformarse un poco.
- O Usualmente no se mide esta onda porque es muy variable en un mismo paciente, pero cuando es de muy baja amplitud en varias derivaciones o más alta de los 7 mm en las derivaciones estándar o 10 en las derivaciones precordiales, puede presentar patologías.
- 7. <u>Onda U.-</u> Esta onda tiene un significado incierto, no ha sido muy estudiada y se cree que puede estar asociada a la repolarización de las células de la red de Purkinge.
- 4.3. **Electrocardiógrafo.-** En los capítulos anteriores hemos visto la electrónica que se necesita para construir un equipo médico específicamente un ECG y algo del procesamiento digital de las señales ECG para poder detectar el complejo QRS que es el punto de inicio para medir valores, amplitudes y tiempos de las diferentes ondas o elaborar cualquier algoritmo para mostrar valores característicos de un ECG con lo que un medico pueda diagnosticar cualquier condición cardiaca de un paciente, ahora dependiendo de las características que ofrezca un ECG existe un mayor procesamiento de las señales dándonos mejores opciones de visualización, datos útiles para el médico, patologías etc., depende de estas características que ofrezca un ECG el precio del mismo, los cuales pueden ir de algo muy simple como para cuarto de emergencias hasta muy completos para quirófanos o cuidados intensivos. Existen equipos con ciertas cualidades especiales, por ejemplo los de ambulancia que usualmente tienen, como parte del equipo, un desfibrilador cardiaco.

Otra característica muy importante de los ECG es su aislamiento contra alta tensión para que soporten descargas de desfibriladores ya que muchas veces un paciente que se encuentre bajo un registro ECG en estado de emergencia puede que su corazón este en estado de fibrilación y necesite ser desfibrilado.

4.3.1. Características más comunes de un ECG.- Algunas de las características de un ECG moderno aparte de entregar en un display o impreso en papel térmico el electrocardiograma de acuerdo a estándares, puede entregar datos como, frecuencia cardiaca, fenómenos de arritmia, variabilidad de la frecuencia cardiaca, Interpretación del ECG, algunos equipos tiene opciones de memoria, edición de pacientes, reloj, etc. Dependiendo de cuantas entradas de electrodos tenga pueden mostrar las derivaciones bipolares I, II, III, y las unipolares aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6.

También algo muy común en un electrocardiógrafo es entregar el registro ECG impreso en un papel, sea térmico o con tinta.

4.3.1.1. **La impresión del registro ECG.-** Es en un papel con características especiales, se imprime usualmente a una tasa de 25 mm por segundo pudiendo depender de cada equipo existiendo las velocidades de 5, 10, 25, y 50 mm/s y el papel es milimetrado tiene impresas líneas verticales a 1mm de distancia entre ellas representando un intervalo de 0,04 s entre ellas, igual existen líneas horizontales con separación de 1 mm entre ellas y representan voltaje, 1 mV esta representado por 10 líneas horizontales.

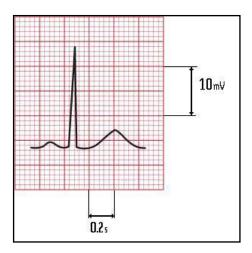


Figura 4.1, Imagen del papel donde se imprime un registro ECG a una velocidad de 25mm/s.

Esta impresión da al médico el medio necesario para diagnosticar cualquier patología.

4.3.1.2 **La frecuencia cardíaca.**- Tiene una forma de calcularse en latidos por minuto, el algoritmo de cálculo usa las ondas R para determinarlo. Al medir el intervalo R-R por ejemplo el espacio entre dos ondas R es de 20 mm a una velocidad 25 mm / s se determina que el intervalo R-R dura un tiempo de 0,8 s resultando una frecuencia cardíaca igual a:

$$= 60 \text{ s.} / 0.8 \text{ s.}$$

= 75 p. p. m.

Este cálculo se debería hacer cada que se detecta una onda R debido a que el tiempo de un intervalo R-R es muy diferente del anterior o del siguiente, así que para mantener una lectura de la frecuencia cardíaca estable se realiza un promedio de 8 latidos.

El algoritmo de cálculo de la frecuencia cardíaca seria:

- Medir el tiempo de 8 segmentos R-R.
- Promediar estos 8 tiempos.
- Dividir 60 segundos para el tiempo promediado y obtenemos la frecuencia cardíaca en latidos por minuto.
- 4.3.1.3 **Ciertos equipos muestras fenómenos de arritmia.-** La arritmia es un cambio en el ritmo de los latidos del corazón si mucho sentido, si el corazón empieza a latir muy rápido se llama taquicardia y si late muy lento se llama bradicardia, también arritmia puede significar que el corazón late irregularmente como se salta un latido o tiene un latido de más.

La arritmia puede ser causada por los impulsos nerviosos u hormonas en la sangre, cualquier tipo de problema relacionado con esto puede causar arritmia, como el estrés, también causante de arritmias menores son el café, el tabaco, el alcohol, la tensión o el ejercicio.

Un algoritmo para detectar arritmias, consistiría en registros de ECG que se vayan comparando u registro previo con los siguientes registros y cuando la comparación determine mucha diferencia de ritmo cardíaco puede determinar la existencia de arritmias cardíacas.

4.3.1.4 **Ciertos equipos realizan una interpretación cardiaca.-** Como su nombre lo dice es solo una interpretación más no el diagnostico que esto queda específicamente para el médico.

Para entender una interpretación cardiaca debemos tener en cuenta ciertas medidas básicas que debe medir un electrocardiógrafo:

- Frecuencia Cardíaca
- Ritmo
- Eje eléctrico del complejo QRS en el plano frontal
- Intervalos
- o Intervalo PR
- Duración del QRS
- o Intervalo QT.
- Hipertrofias
- Auriculares
- Ventriculares
- Repolarización (onda T y segmento ST)
- La frecuencia cardíaca.- En pulsaciones por minuto [p.p.m.], varía con la edad, y otros factores como la temperatura y el estado en el que se obtiene, si está dormido, llorando etc. Un neonato tiene la frecuencia alrededor de 130 ppm y durante el primer mes de vida es de 160 ppm y disminuye con el tiempo, a los 5 años de edad es de 100 ppm y a los 10 años en adelante es de 80ppm en estado normal.
- **Ritmo.** el ritmo normal en cualquier persona es un ritmo senoidal marcando el paso por el nodo sino auricular, para que un ritmo sea normal debe cumplir los siguientes eventos.

- O Debe estar presente la onda P si no está presente puede ser debido a anomalías en la generación del impulso
- O Después de cada onda P debe seguirle un complejo QRS.
- o El intervalo R-R debe ser constante.
- O El intervalo P-R debe ser constante e igual o mayor a 120 ms. sin sobrepasar los 200 ms.
- o La frecuencia cardiaca debe estar entre los 60 y 100 ppm.
- **Eje eléctrico Complejo del QRS**.- El eje del complejo del QRS se refiere a la dirección promedio de despolarización de los ventrículos. Existen algunos métodos de cálculo de la dirección del eje eléctrico del QRS uno de los más usados es el sistema hexaxial de Bailey.

A partir de las derivaciones estándar y monopolares DI, DII, DIII, aVF, aVR y aVL ubicadas cada 30°, sumando vectorialmente cada medición en las diferentes derivaciones, el resultado nos dará la dirección del eje eléctrico de despolarización de los ventrículos.

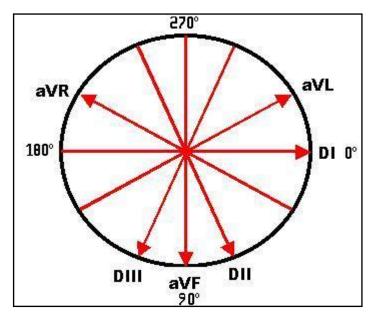


Figura 4.2, Sistema hexaxial para el cálculo del eje eléctrico del QRS.

El eje eléctrico en una persona normal está entre 0° y 90°, patológicamente puede desviarse hacia la derecha o izquierda.

- Intervalos PR, y QT y el QRS.- Conociendo las características normales de estas ondas, cambios en la morfología y tiempo de estos segmentos determinan patologías.
- O El Intervalo PR puede variar de 80 a 180 ms se lo ve más claramente en DII.
- El QRS dura de 60ms 80 ms con amplitudes, las más grandes de todo el latido.
- el intervalo QT indica la duración total de la despolarización y repolarización de los ventrículos. Este tiempo varia con la frecuencia cardíaca, por lo tanto debe ser interpretado con relación a la frecuencia cardíaca, para esto existe una formula muy simple que se llama la formula de Bazett la que calcula en QTc (corregido) dando la respuesta en segundos.

$$QTc = \frac{QT \ medio}{\sqrt{intervalo} \ R - R}$$

- **Hipertrofias.-** Las hipertrofias pueden ser ventriculares o auriculares.
- Las hipertrofias auriculares se observan mejor en las derivaciones DII y V1, si la onda P es mayor a 2,5mm o 3mm existe una hipertrofia auricular derecha (HAD), la onda P puede ser bifásica pero si en la derivación V1 vemos que la deflexión tardía negativa de la onda P es mayor a 1mm y dura más de 40 ms, podemos determinar una hipertrofia auricular izquierda (HAI), puede existir hipertrofia biauricular.
- O Las hipertrofias ventriculares producen alteraciones en los siguientes parámetros:
- Eje del QRS.
- Voltajes del QRS.
- Relación R/S
- Repolarización ventricular.
- Duración del QRS.
- Cambios inespecíficos.

La hipertrofia ventricular es el aumento del grosor del músculo en los ventrículos. Como la masa muscular es mayor se necesita mayor energía para despolarizarse en el ECG se determina una hipertrofia derecha o izquierda según la desviación que puede presentarse en el eje eléctrico del QRS, también al existir una hipertrofia en alguno de los dos ventrículos, el ventrículo normal se despolariza más rápido en consecuencia se hace negativo mucho antes que el hipertrófico esto causa un potencial fuerte del lado normal del corazón que se dirige hacia el hipertrófico, así el eje se desvía hacia el ventrículo hipertrófico.

En la figura 4.3 se ven las tres derivaciones estándares de un electrocardiograma, en el cual el potencial es muy positivo en la derivación I y muy negativo en la III, significa que en la dirección de la derivación I, del brazo derecho al izquierdo, y un potencial opuesto de la derivación III, del brazo izquierdo a la pierna izquierda, es decir el eje del corazón está dirigido hacia el hombro izquierdo, esto es una desviación del eje hacia la izquierda.

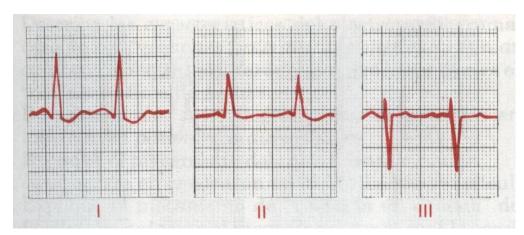


Figura 4.3 Desviación del eje hacia la izquierda.

GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw – Hill, México, 1994. Pág. 111 Fig. 10.20

• Repolarización (onda T y segmento ST).- En un registro ECG no debe haber variación en el segmento ST ni la onda T los cambios en estos presentan cardiopatías isquémicas, infartos, bloqueos de ramas, etc. puede haber elevación o descenso del segmento ST de hasta 1 mm en las derivaciones bipolares o hasta de 2 mm

en las precordiales siendo esto normal. Si el segmento ST está reducido puede ser por la isquemia cardíaca y aumentado por un infarto del miocardio.

La isquemia es un sufrimiento de las células debido a una falta de irrigación sanguínea consecuentemente la falta de aporte de oxigeno a las células pudiendo causar su muerte y posteriormente la muerte de un tejido del cuerpo.

La onda T representa la repolarización de los ventrículos, en la mayoría de derivaciones la onda T es positiva, pudiendo presentar síntomas de enfermedad si son negativas, aunque es invertida en V1.

4.3.1.5 Variabilidad de la frecuencia cardíaca.- La variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es el resultado entre las interacciones del sistema nervioso autónomo y la actividad del sistema cardiovascular, esta variación no significa algún síntoma patológico, funciona como un sistema con retroalimentación en donde el sistema nervioso central recibe señales de todos los baro receptores de los diferentes sistemas (respiración, gasto cardiaco, presión sanguínea, termorregulación etc.) dando una respuesta a través del sistema nervioso autónomo afectando el nodo sino auricular del corazón produciendo cambios en la frecuencia cardíaca, la figura 4.4 muestra un esquema de este sistema retroalimentación del sistema nervioso central.

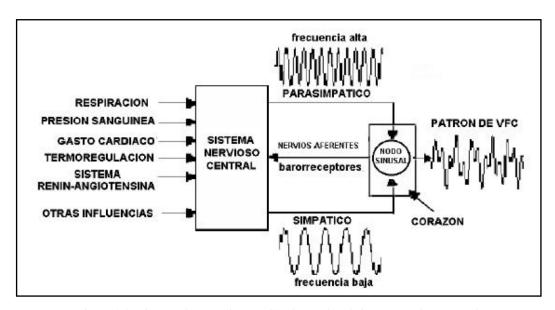


Figura 4.4.- sistema de retroalimentación de señales al sistema nervioso central.

Un análisis de VFC permite estudiar la actividad del sistema nervioso autónomo de una manera no invasiva, mediante una ECG en donde se han medido todas las ondas R y los intervalos RR podemos establecer como ha variada la frecuencia cardíaca. Existen varios métodos de análisis de VFC como métodos estadísticos como la media y la variancia y también métodos espectrales.

4.3.2. Electrocardiógrafos adaptados para uso de desfibriladores.- Un paciente que está siendo monitoreado por un ECG puede que necesite ser desfibrilado, esto implica meter en el corazón del paciente un voltaje sumamente alto para hacer que reaccione el nodo SA, al momento de entregar el pulso de alto voltaje ese mismo pulso puede ingresar por los electrodos colocados en el tórax del paciente y al ser un voltaje muy muy alto pues quemaría las entradas el ECG destruyendo el equipo. Para esto estos equipos con protección para desfibriladores.

Un sistema de protección muy efectivo es con el uso de lámparas de descarga de gas, y configuración de diodos en paralelo, esto evita que los altos voltajes aplicados en el paciente dañen el equipo.

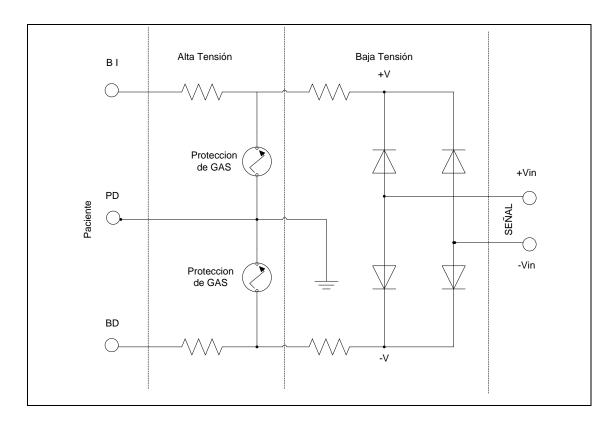


Fig. 4.5 circuito de un sistema de protección contra alta tensión de los desfibriladores.

- 4.4. **Técnicas de registro de ECG.-** Un electrocardiógrafo que se encuentra en el mercado tiene la capacidad de medir las 12 derivaciones en el registro ECG, DI, DII, DIII, aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, para determinar estas doce derivaciones existe una técnica de posicionamiento de los electrodos sobre el cuerpo humano.
- 4.4.1. **Derivaciones Bipolares.** Las derivaciones bipolares son las normales DI, DII, DIII, el posicionamiento de los electrodos para la medición de estas derivaciones es en el brazo derecho, (RA *right arm*) en el brazo izquierdo (LA *left arm*) y pie izquierdo (LF *left foot*).

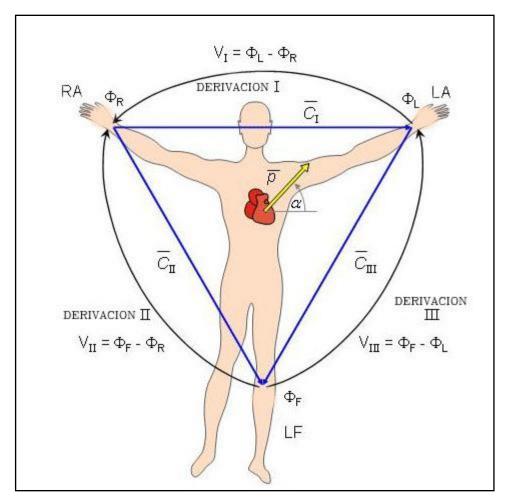


Fig. 4.6.- Posicionamiento de electrodos en las derivaciones bipolares.

MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic
Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap. 15 Pág 2

Este posicionamiento sirve para medir los voltajes VI, VII, VII de acuerdo a lo postulado por Einthoven donde los voltajes son:

Derivación I: $V_I = \Phi_L - \Phi_R$ Derivación II: $V_{II} = \Phi_F - \Phi_R$ Derivación III: $V_{III} = \Phi_F - \Phi_L$

En donde Φ_L Φ_R Φ_F son los potenciales del brazo izquierdo, brazo derecho, y pie izquierdo, respectivamente, y según la ley de Kirchhoff:

$$V_I + V_{III} = V_{II}$$

4.4.2. **Derivaciones Aumentadas.-** Tres derivaciones adicionales existen al medir el potencial entre cada electrodo y el terminal central de Wilson, estas mediciones las descubrió Goldberger, y observo que omitiendo la resistencia conectada al electrodo, la señal aumentaba.

$$V_F = \Phi_F - \Phi_{CT} = \frac{2\Phi_F - \Phi_R - \Phi_L}{3}$$

$$V_{aV_F} = \Phi_F - \Phi_{CT/aV_F} = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} = \frac{2\Phi_F - \Phi_L - \Phi_R}{2}$$

 V_F es el potencial entre el electrodo de la del pie izquierdo y el terminal central de Wilson y V_{aVF} es el potencial aumentado al omitir la resistencia del electrodo en medición y el terminal central de Wilson, como se puede ver en las ecuaciones la derivación aumentada tiene 50 % más potencial que V_F .

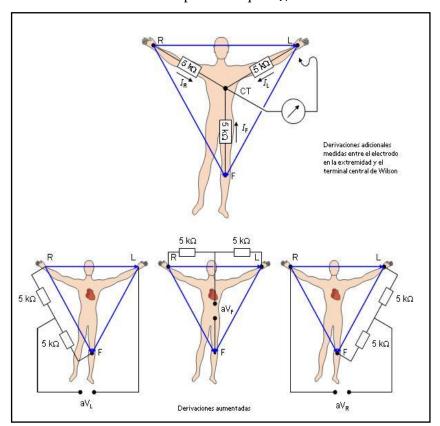


Fig. 4.7.-Posicionamiento y modelación para determinar las derivaciones aumentadas.
MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap. 15. Pág. 16

4.4.3. **Derivaciones Precordiales.-** Para medir potenciales más cercanos al corazón, se implementaron las derivaciones precordiales, donde los electrodos se ubican en la parte izquierda del pecho como indica la figura 4.8.

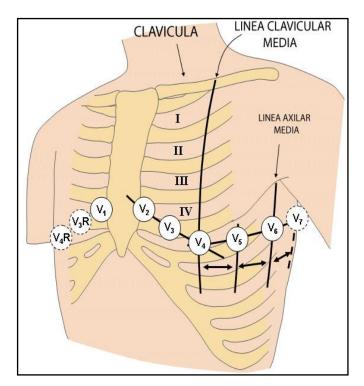


Fig. 4.8.-Posicionamiento y modelación para determinar las derivaciones aumentadas.

MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995. Cap. 15 Pág. 17

Los electrodos para V1 y V2 van ubicados en el cuarto espacio intercostal, a los lados, izquierdo y derecho del esternón, V4 está ubicado en el quinto espacio intercostal, en la línea clavicular media, V3 está entre V2 y V4, V5 está al mismo nivel horizontal que V4 pero en antes de la línea axilar y V6 igual en la misma línea horizontal de V4 y V5 pero en la línea axilar media.

Con todas estas 12 derivaciones el ECG nos da un registro muy bueno para que un doctor pueda diagnosticar alguna patología cardíaca.

La figura 4.9 muestra un ejemplo de un registro ECG de las 12 derivaciones en estado normal.

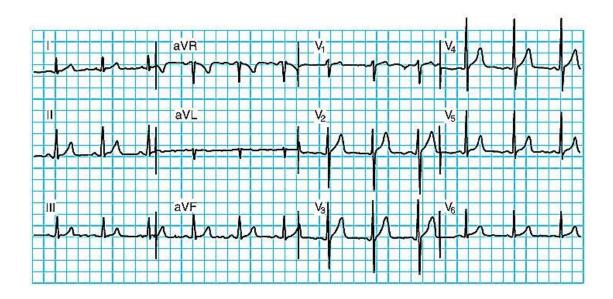


Fig. 4.8.-Impresión de un ECG normal con sus doce derivaciones.

4.5. **Electrocardiografía de alta resolución ECGAR.-** La electrocardiografía de alta resolución es utilizada para la detección de micro potenciales y potenciales que nos son visualizados por un ECG normal, sobre todo para analizar potenciales ventriculares tardíos y la actividad del Haz de His.

Para lograr una adquisición de alta resolución se siguen muchos procedimientos, en donde lo principal es reducir los niveles de ruido prácticamente a cero y amplificar las señales a nivel en el que se pueda visualizar o procesar.

Para llegar a un registro de alta resolución aparte de que la señal debe ser adquiridas con los estándares que se manejan en un ECG normal, como usar electrónica de instrumentación usar amplificadores con un alto rechazo el modo común (< 120 dB) ganancias entre 1000 y 8000, una impedancia de entrada mayor a 7,5 M Ω debe tener un ancho de banda de 0,05 Hz a 300 Hz, aplicando todas las normas para evitar acoplamientos y todos los artificios para reducir ruido vistos en capítulos anteriores, los procedimientos para llegar a una alta resolución son los siguientes: Al digitalizar la señal

debemos usar una frecuencia de muestreo de 1000 a 2000 muestras por segundo y la cuantización deber ser de un mínimo de 12 bits. Con esto aseguramos que en la digitalización de la señal no perdamos ningún dato de la misma, ya que los potenciales tardíos ventriculares están en el orden de algunos µv y de alto contenido frecuencia 40 a 250 Hz, pero que pasa si la señal todavía tiene ruido de algunos µv cosa que en la electrocardiografía normal si pasa al digitalizar estamos enmascarando las micro señales en el ruido, para solucionar este problema la solución más usada en la ECGAR es usar un algoritmo de promediación de la señal para reducir el ruido a valore menores a 1 µv (0,3 µv generalmente). Luego de que las señales una vez adquirida de su sistema de derivaciones ortogonal (sistema utilizado en ECGAR) filtrada, digitalizada y registrada en tiempo real, se la procesa a través de un algoritmo de promediación necesitándose de 100 a 600 muestras (latidos) para obtener una señal con niveles de ruido menores a 0,3 µv esto implica registros de 2 a 10 minutos de duración.

Un filtro o algoritmo de promediación consiste en sumar todas las muestras y promediarlas, con esto como las señales son las mismas se mantendrá intacta no así el ruido que al ser aleatorio al sumarse y promediarse llegara a un punto que prácticamente desaparecerá, pero para esto las muestras deben ser del mismo tiempo caso contrario desaparecería la señal también, para lograr esto se toma como punto referencial, para tomar la muestra de señal o latido, el complejo QRS.

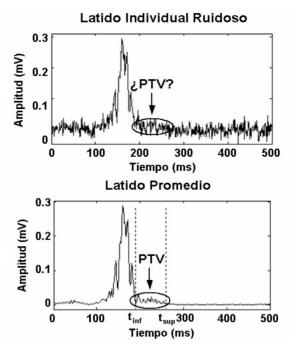


Fig. 4.9.-Imágenes de una señal que pasa por un algoritmo de promediación.

LACIAR Eric & JANE Raimon. Detección y Análisis latido a latido de Potenciales Tardío Ventriculares Mediante Mapas Espectro-temporales. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial. Vol. 2 Num. 3, España. Julio 2005. Pág. 75

Como se puede ver en la figura 4.9 la señal que fue promediada muestra los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTV), dándonos esto la capacidad de observar señales que no se observan en la electrocardiografía normal, el algoritmo para la promediación de las señales es

$$\frac{\sum_{i=0}^{N} QRSi}{N}$$

El algoritmo de promediación es sumar N complejos QRS y dividirlos para N, para que este proceso resulte efectivo todos los complejos a promediar estén alineados con los acumulados previamente.

4.5.1. Sistema de derivaciones ortogonales de la ECGAR.- En la electrocardiografía de alta resolución, considerada como estándar, se usa una configuración ortogonal de derivaciones bipolares X - Y - Z.

El posicionamiento de los electrodos sobre el cuerpo humano es de la siguiente forma:

La derivación X se coloca en el 4to espacio intercostal entre la línea media axilar X+ a la izquierda y X - a la derecha.

La derivación Y se colocan en el manubrio del esternón o en el espacio subclavicular izquierdo Y+ y sobre la parte superior de la pierna izquierda Y-

La derivación Z se coloca en el 4to espacio intercostal (donde se ubica la precordial V2) Z+ y en la parte izquierda de la espina dorsal Z -.

En la figura 4.10 podemos ver claramente el posicionamiento de los electrodos para esta configuración ortogonal para el registro de un ECGAR.

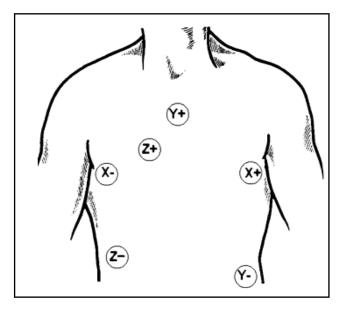


Fig. 4.10.-Posicionamiento de los electrodos para un sistema de derivación ortogonal.

4.5.2. Principales patologías detectadas por ECGAR.- Un registro ECGAR ayuda mucho a detectar ciertas patologías no presentes en todas los pacientes cardíacos.

Los personas que han sufrido de operaciones a corazón abierto presentan alteraciones en la transmisión eléctrica a través del sistema de Purkinge, el ECGAR permite determinar el estado de este sistema así como patologías de infarto, cardiopatía isquémica y dilatada, analizando los Potenciales ventriculares tardíos PVT, la figura 4.11 muestra como la electrocardiografía de alta resolución muestra estos PVT dentro de la señal ECG.

Una de las principales aplicaciones de la ECGAR es la detección del mal de Chagas en pacientes que se han infectado con este parásito, esta infección puede producir daños severos en el musculo cardíaco y miocarditis produciendo la muerte cardiovascular, aparte de muchas más enfermedades en el resto del cuerpo humano.

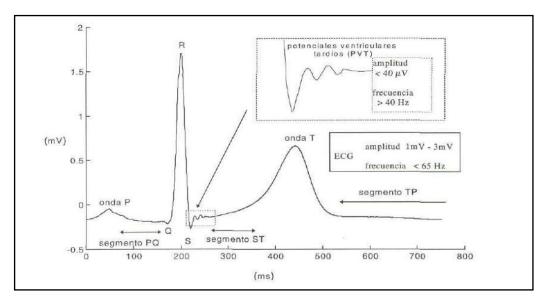


Fig. 4.11.-Muestra de la aparición de los PVT en la ECGAR.

CONCLUSIONES

Conclusiones teóricas.- Esta monografía, hace un estudio a las señales bioeléctricas del corazón, como adquirirlas, filtrarlas para procesarlas en un equipo, llamado electrocardiógrafo, que con la lectura de esta señal ayuda a un médico a determinar alguna patología en un paciente con problemas cardíacos.

Se comienza con un estudio sobre las señales bioeléctricas desde su origen como con un proceso químico se generan comenzando con un potencial de reposo y cuando existe algún tipo de excitación ocurre la despolarización de la membrana de las células provocando que se genere un potencial de acción, también como se transmiten estas señales a través de la membrana, después se pasa al estudio de estas señales pero específicamente de los tejidos autoexitables que es el nodo S-A del corazón generando las señales bioeléctricas del corazón debiendo hacer un estudio de las partes del corazón implicadas en toda la generación eléctrica y transmisión del impulso por las aurículas y ventrículos del corazón, siendo estas señales las que originas los latidos del corazón que representan el bombeo de la sangre a todo el cuerpo y a los pulmones. El estudio de esta parte se baso en libros de medicina, asesoría de doctores (sobre todo cardiólogos).

Un estudio sobre que es un E.C.G. y el significado de cada una de sus ondas, y las derivaciones clásicas para la adquisición de estas señales, el posicionamiento de electrodos y saber que estas señales son muy pequeñas y muy susceptibles al ruido y de características especiales, con unas amplitudes promedio de 15 mV. y anchos de banda de de 200 Hz. nos dan las pautas para diseñar un sistema de adquisición para señales E.C.G.

Una vez con un entendimiento de que son las señales bioeléctricas del corazón y conociendo sus características especiales, sus bajos niveles de señal y la susceptibilidad al ruido estudiamos como realizar la adquisición de estas señales del cuerpo humano.

La adquisición de estas señales tiene consideraciones especiales como señales muy bajas y un alto ruido e interferencia, lo que se debe hacer es un tomar todas las consideraciones para atenuar en mayor cantidad de todo tipo de ruido e interferencia, para poder tener una interfaz entre el paciente y el sistema de adquisición lo menos problemático posible, al conocer las características de este interfaz, el potencial de media celda, los artefactos en movimiento etc., podemos continuar con la anulación del ruido en el sistema aplicando las técnicas aprendidas.

En la amplificación de entrada es clave usar electrónica de instrumentación con amplificadores o diseños de amplificación con altísimo rechazo al modo común (*CMRR common mode rejection rate*) para colaborar con la reducción del ruido. Se usa el circuito de realimentación negativa para el ruido que queda por suprimir se reingresa al sistema desfasado 180 grados para que se anule con el ruido existente y logramos una anulación muy buena del ruido.

Con el filtrado logramos adecuar nuestra señal en estudio a nuestras necesidades para poder para poder procesarlas y que nos sirvan para que nos entregue datos que un médico o doctor pueda usarlas si bien analógicamente impresas en un papel o digitalizadas para darle uso en un PC o equipo ECG para su visualización en un monitor.

En el ultimo capitulo se habla de los equipos electrocardiográficos, comenzando por la descripción de un electrocardiograma normal, como son las diferentes ondas y que representan, características más comunes de un ECG y la técnica de la derivaciones, como realizar una medición de un paciente y algunas pocas patologías cardíacas que se puede detectar con el estudio de un ECG.

La electrocardiografía de alta resolución que nos sirve para estudios más avanzados en pacientes cardiacos y pacientes que han sufrido operaciones de corazón abierto, vemos como se logra esto con mayor procesamiento digital y filtrado de las señales para llegar a ver las ondas que no se ven en la ECG normal, también el sistema de posicionamiento de los electrodos para este tipo de electrocardiografía.

Conclusiones metodológicas.- El método utilizado en la investigación y desarrollo de este trabajo, fue analítico consto de mucha investigación en libros,

enciclopedias digitales, internet y conversas con personas del área como médicos cardiólogos y estudios sobre equipos existentes.

Muy importante y necesario el estudio en los libros sobre todo en los libros de medicina, pero se presenta una gran dificultad que es la comprensión de los mismo sin un guía, por su esencia y terminología que los técnicos en electrónica y afines no nos es familiar, para sustentar el estudio en los libros de fisiología del cuerpo humano y estudio especifico sobre el corazón fue imperativo las charlas con médicos y médicos cardiólogos para aclarar muchas dudas y explicación completa de muchos puntos que envuelven el tema en general.

Realizar una carrera en bioelectrónica considero que debe incluir un estudio muy extenso de fisiología, fisiopatología, y más temas de medicina para poder comprender el uso los fundamentos y que deben hacer los equipos médicos en las diferentes áreas de la carrera.

La parte electrónica del estudio se baso en todo lo aprendido en el trascurso de los estudios en la universidad, sin mayor problema con excepción en la parte de procesamiento que es único para este tipo de requerimiento y se baso en procesamientos ya aplicados en la industria de equipos médicos.

Conclusiones pragmáticas.- Este estudio deja abierta una puerta a quienes deseen ampliar sus conocimientos o seguir una carrera en bioelectrónica. De igual forma este estudio en bioelectrónica se sientan las bases en la parte medica y electrónica de la electrocardiografía para poder diseñar y construir un electrocardiógrafo con las funciones necesarias para realizar un diagnostico acertado en un paciente cardíaco.

Proyectando la oportunidad de realizar amplios estudios para el desarrollo de la electrocardiografía y electrocardiografía de alta resolución, que a nuestro nivel en el país no hay, pudiendo abrir una puerta en el aérea de la bioelectrónica para que las universidades promuevan este tema para llegar a tener el nivel de tecnología que ya lo tienen otros países en Latinoamérica como Uruguay, Argentina, etc...

BIBLIOGRAFIA.

- BRONZINO Joseph D. The Biomedical Engineering Handbook, segunda edición, CRC Press LLC, Boca Raton, USA, 2000
- CYNOWIEC Esteban Lic. Introducción a los sistemas biológicos. UBA.
 Buenos Aires, Argentina, 2005.
- DEL AGUILA Carlos. "Electromedicina" Editorial Hasa, 1994
- GUYTON Arthur C. M.D., Fisiología y Fisiopatología, quinta edición, Interamericana McGraw Hill, México, 1994
- MALMIVUO Jaakko & PLONSEY Robert. "Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields" Oxford University Press, Oxford, UK, 1995
- PAN Jaipu and TOMPKINS Willis. J., "A Real Time QRS Detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, pp. 230-236, 1985
- PRUTCHI David & NORRIS Michael. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation, Wiley-Interscience, Copyright © 2004 John Wiley & Sons, Inc. Hoboken, Ney Jersey USA, 2005
- SEGARRA E, Edgar Dr. Fisiología Cardiovascular, Universidad de Cuenca,
 Facultad de Ciencias Médicas, Cuenca, 1997.
- LACIAR Eric & JANE Raimon. Detección y Análisis latido a latido de Potenciales Tardío Ventriculares Mediante Mapas Espectro-temporales. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial. Vol. 2 Num. 3, España. Julio 2005.
- SILVA Ricardo, Electrocardiografía, Universidad Simón Bolívar Departamento de Física Elementos de Biofísica, Sartenejas, Marzo, 1999.
- Webster, J. D. "Encyclopedia of medical devices and instrumentation". Ed
 Wiley Intersc, New York, 1988.
- WEBSTER John G., "Medical Instrumentation. Application and design",
 Third Ed. John Wiley & Sons, INC, 1998.

- HAMPTOM, J. R. The ECG in Practice, 3rd edition. Churchill Livingstone, Edinburgh, Scotland, 1997
- El corazón http://www.edicionsupc.es/ftppublic/forum/FEEL0402.pdf
- http://www.edicionsupc.es/ftppublic/forum/FEEL0403.pdf
- http://www.gemedicalsystems.com/
- http://www.portalcardio.com/electcard1.htm
- Diccionario medico <u>www.wikipedia.com</u>.