



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

Defibriladores Cardíacos

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de Ingeniero
Electrónico**

**Autores: Edison Tirado Matute
Cristian Oña Romero**

Director: Lic. Leopoldo Vásquez Rodríguez

Cuenca, Ecuador

2006

**TRABAJO COMPLEMENTARIO AL CURSO DE
GRADUACIÓN REALIZADO EN LA UNIVERSIDAD DE
BUENOS AIRES – ARGENTINA.**

DEDICATORIA

El amor, la comprensión, la guía de mis amados padres y queridos hermanos, han sido valores preponderantes que me llevaron alcanzar esta meta; por tal motivo, a ellos dedico el presente trabajo monográfico; ya que sin su apoyo no lo hubiera logrado. También de una manera especial a mi querida e inolvidable abuelita Rosa, que desde el infinito ha bendecido mi vida y a los amigos que siempre me animaron a realizar este anhelo de culminar mi carrera universitaria.

Cristian

El presente trabajo esta dedicado a mis queridos hijos: Andrés, Domenica y Valentina que en todo momento estuvieron a mi lado alentándome a seguir adelante, así como a mis queridos padres, hermanos y amigos, de los cuales aprendí a nunca bajar los brazos y anhelar el sueño que ahora se ha cumplido. No puede quedar de lado mí querida esposa Fernanda, que en todo momento me supo apoyar y entender en los momentos más difíciles de mi carrera universitaria.

Edison

AGRADECIMIENTO

Queremos hacer llegar nuestro más sincero agradecimiento a todos y a cada uno de nuestros profesores de nuestra querida Escuela de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Azuay, quienes confiaron en nosotros desde el inicio de nuestra carrera así como hacerlo extensivo a la Sra. Decana Mirian Briones, quien permitió realizar nuestro curso de graduación en la Universidad de Buenos Aires.

Índice de Contenidos

Dedicatoria.....	iii
Agradecimiento.....	iv
Índice de Contenidos.....	v
Resumen.....	ix
Abstract.....	xi
Introducción.....	1
CAPITULO I TEORÍA DEL SISTEMA CARDÍO ASCULAR.....	3
1.1 Sistema Cardiovascular.....	3
1.1.1 Introducción.....	3
1.1.2 El corazón.....	4
1.1.3 Función del corazón.....	4
1.1.4 Estructura del corazón.....	6
1.1.5 Aurículas.....	7
1.1.5.1 Aurícula derecha.....	7
1.1.5.2 Aurícula izquierda.....	8
1.1.5.3 Sístole y diástole de las aurículas.....	8
1.1.6 Ventriculos.....	9
1.1.6.1 Ventriculo derecho.....	9
1.1.6.2 Ventriculo izquierdo.....	10
1.1.6.3 Sístole y diástole de los ventriculos.....	10
1.2 Actividad eléctrica del corazón.....	11
1.2.1 Introducción.....	11
1.2.2 Origen del la señal E.C.G.....	11
1.2.3 El nodo sinoauricular.....	12
1.2.4 Nodo auriculoventricular.....	13
1.2.5 Haz de His.....	14
1.2.6 Red de Purkinje.....	14
1.2.7 El ciclo cardiaco y sus componentes (complejo PQRST).....	15
1.3 Fibrilación ventricular.....	16
1.3.1 Introducción.....	16
1.3.2 Fibrilación ventricular y sus causas.....	17
1.3.3 E.C.G bajo fibrilación.....	18

1.3.3.1 Bradicardia sinusal.....	18
1.3.3.2 Bloqueo de la válvula auriculoventricular.....	18
1.3.3.3 Taquicardia ventricular.....	19
1.4 Conclusiones.....	20
CAPITULO II DEFIBRILADORES.....	21
2.1 Introducción.....	21
2.2 Reseña histórica.....	22
2.3 Tipos de defibriladores.....	23
2.3.1 Defibriladores semiautomáticos.....	25
2.3.2 Defibriladores de corriente continua.....	25
2.3.3 Defibriladores por pulsos senoidales (DPS).....	27
2.3.4 Defibriladores de corriente controlada.....	29
2.3.5 Defibriladores de energía controlada.....	30
2.3.6 Defibriladores de corriente alterna.....	31
2.3.7 Defibriladores cardíoversores.....	31
2.3.8 Defibriladores cardíoversores implantables(DCI).....	32
2.3.8.1 Defibriladores cardíoversores automáticos implantables (DCAI).....	32
2.4 Técnicas de defibrilación.....	34
2.4.1 Formas de onda para defibrilación.....	34
2.4.1.1 Tecnología monofásica.....	35
2.4.1.2 Tecnología bifásica.....	35
2.4.2 Factores de éxito para la defibrilación.....	35
2.4.2.1 Tiempo.....	36
2.4.2.2 Posición de las palas.....	37
2.4.2.3 Tamaño de las palas.....	38
2.4.2.4 Impedancia transtorácica.....	39
2.4.2.5 Interfase piel – pala.....	39
2.4.2.6 Dosis cardiaca.....	40
2.4.2.7 Defibrilación: riesgo de daños y disfunciones.....	40
2.5 Descripción funcional de un equipo genérico.....	41
2.5.1 Descripción física.....	41
2.5.1.1 Fuente de poder, operación en AC ó DC.....	42

2.5.1.2	Unidad de registro cardioscópica.....	43
2.5.1.2.1	Instrucciones operativas del cardioscopio.....	43
2.5.1.2.2	Diagramas en bloques del cardioscopio.....	44
2.5.1.3	Unidad de defibrilación.....	49
2.5.2	Descripción general del circuito de defibrilación.....	51
2.5.3	Circuito de carga.....	52
2.5.4	Bloqueo para el test de carga.....	52
2.5.5	Contador de energía.....	53
2.5.6	Batería interna.....	53
2.6	Conclusiones.....	54
 CAPITULO III MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO.....		55
3.1	Introducción.....	55
3.2	Pruebas funcionales.....	55
3.2.1	Revisión de la batería.....	56
3.3	Procedimientos de mantenimiento preventivo y correctivo.....	57
3.3.1	Mantenimiento preventivo.....	57
3.3.1.1	Inspección general.....	57
3.3.1.1.1	Inspección de las condiciones ambientales en las que se encuentra el equipo.....	58
3.3.1.2	Limpieza.....	58
3.3.1.3	Formato para mantenimiento preventivo.....	59
3.3.1.4	Rutina de mantenimiento preventivo.....	60
3.3.1.5	Prueba de seguridad eléctrica.....	61
3.3.1.6	Prueba del defibrilador.....	61
3.3.1.7	Verificación del registrador.....	61
3.3.2	Mantenimiento correctivo.....	62
3.3.2.1	Resolución de problemas para personal médico.....	62
3.3.2.2	Resolución de problemas para personal técnico.....	64
3.3.2.2.1	Guía de solución de problemas para el cardioscopio.....	64
3.3.2.2.2	Guía de solución de problemas para el defibrilador.....	66
3.4	Conclusión.....	69

CAPITULO IV SEGURIDAD ELÉCTRICA.....	70
4.1 Introducción.....	70
4.2 Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano.....	70
4.3 Seguridad en el defibrilador.....	72
4.3.1 Equipo de doble aislamiento (defibrilador).....	73
4.4 Puesta a tierra.....	74
4.5 Revisión de la tierra física y flotante.....	76
4.6 Aislamiento del paciente.....	77
4.7 Criterios de seguridad en la instalación y operación.....	78
4.8 Conclusiones.....	79
Anexo 1.....	81
Anexo 2.....	82
Anexo 3.....	83
Anexo 4.....	84
Anexo 5.....	85
Anexo 6.....	86
Anexo 7.....	87
Anexo 8.....	88
Anexo 9.....	89
Anexo 10.....	90
Anexo 11.....	91
Anexo 12.....	93
Anexo 13.....	95

Resumen

Teniendo en cuenta el alto índice de mortalidad a nivel mundial causada por la muerte súbita en pacientes con evidentes problemas cardíacos es que se ha decidido realizar este tema monográfico relacionado con los DEFIBRILADORES CARDÍACOS, toda persona relacionada con el tema podrá informarse en temas como el sistema cardiovascular, fibrilación, los defibriladores cardíacos, sus tipos, técnicas y tecnologías para defibrilar un corazón, así como información para realizar un mantenimiento preventivo y correctivo del equipo con sus normas de seguridad, ya que un fallo humano o instrumental podría ocasionar la muerte del paciente.

Abstract

Keeping in mind the high index of mortality around the world caused by the sudden death in patient with evident heart problems we decided to elaborate this investigation related with the heart defibriladores, every person related with this could information, in topics as the cardiovascular system fibrillation heard defibriladores, their types, technical and technologies to defibrilar a heart, as well as information to carry out a preventive maintenance and corrective of equipment, with their norms of security, since a human or instrumental failure could even causes patient's death.

Edison Fernando Tirado Matute
Cristian Alexander Oña Romero
Trabajo de graduación
Lic. Leopoldo Vásquez Rodríguez
Septiembre – 2006

DEFIBRILADORES CARDIACOS

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo monográfico se realizó una investigación profunda acerca de los defibriladores cardiacos el cual puede servir como una guía de consulta para todas aquellas personas involucradas en el ámbito de la electromedicina y que operan directamente este tipo de equipamiento con pacientes que presentan una deficiencia cardiaca. Este estudio empieza introduciéndonos en el gran mundo de la anatomía y fisiología del corazón para comprender a grandes rasgos su estructura, funcionamiento, de donde y como se generan los potenciales eléctricos para desarrollar la señal del complejo PQRST en este órgano tan importante de nuestro cuerpo. En la actualidad las enfermedades cardiovasculares o mejor conocidas como enfermedades del corazón, son una de las principales causas de muerte natural en todo el mundo, la mayoría de estas muertes ocurren por arritmias que conducen a un paro cardiaco o a una fibrilación ventricular.

Los defibriladores o equipos de resurrección son los instrumentos más usados en estas situaciones críticas, el cual suministra un choque eléctrico al corazón en forma controlada, despolarizándolo y terminando con la fibrilación ventricular. La información técnica aquí proporcionada describe los diferentes tipos de defibriladores, así como sus técnicas utilizadas en la resurrección, una descripción funcional de un equipo genérico complementa la información de uno de los capítulos. Estos equipos son instrumentos para ser usados en situaciones críticas, un fallo en estos puede resultar con la muerte del paciente que requiere una inmediata defibrilación, al trabajar bajo estas situaciones no hay tiempo para revisar o corregir las mínimas dificultades durante las emergencias, es por eso que un mantenimiento preventivo y correctivo juega un rol imprescindible en este tipo de equipos médicos,

se dedica una sección de preguntas y respuestas a los problemas más comunes de funcionamiento que presentan estos.

Hay muchos factores de seguridad que se deben tomar en cuenta al momento de defibrilar ya sea por parte del operario como para el paciente que va a recibir la descarga, para garantizar el uso seguro del defibrilador antes que nada el operador debe estar familiarizado con el funcionamiento del equipo, saber como asegurar la protección del paciente y evitar de esta manera descargas involuntarias que pueden causar incluso la muerte del paciente.

CAPITULO I

MARCO TEÓRICO (CONCEPTUAL) ACERCA DEL SISTEMA CARDÍO VASCULAR, ENFATIZANDO EN:

1.1 SISTEMA CARDÍO VASCULAR

1.1.1 Introducción

El sistema cardíaco vascular es el gran sistema propulsor de sangre del cuerpo humano, es también el responsable de que cada una de las células del mismo reciba un suministro constante de sangre, esta constituido por el corazón, el cual es un fuerte órgano muscular encargado de bombear la sangre a todas las partes del cuerpo, y por un conjunto de vasos sanguíneos (arterias, venas y capilares) de diferentes tamaños por donde circula la sangre desde y hacia el corazón.

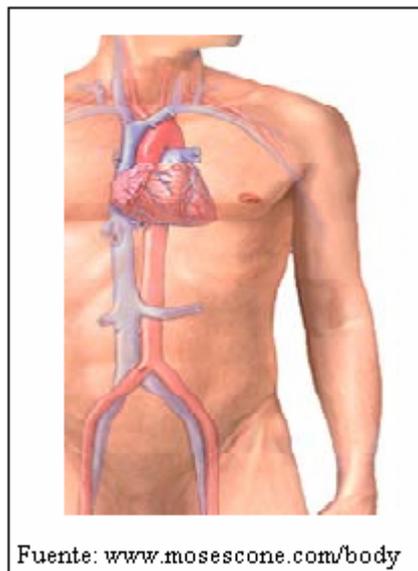
Normalmente el corazón bombea la sangre gracias a los impulsos eléctricos que se originan en el marcapasos natural del corazón llamado nodo sinusal, estos impulsos hacen que se contraigan las aurículas, luego estos impulsos llegan al nodo auriculoventricular de donde salen por vías de conducción a los ventrículos haciendo que estos se contraigan para expulsar la sangre al resto del cuerpo. Se pueden presentar problemas en cualquier lugar a lo largo del sistema de conducción eléctrica del corazón, causando varias arritmias una de ellas la fibrilación ventricular, éstos problemas pueden ocurrir también en el propio músculo cardíaco, ocasionando una respuesta diferente a la señal de contracción o haciendo que los ventrículos se contraigan independientemente del sistema normal de conducción, en consecuencia las arritmias llegan a ser mortales si producen una disminución severa de la función cardíaca de bombeo, la circulación sanguínea esencialmente se detiene y puede ocurrir daño en los órganos principalmente en el cerebro en tan solo pocos minutos.

1.1.2 El corazón

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio. Es un músculo estriado hueco que actúa como una bomba aspirante e impelente, que aspira hacia las aurículas la sangre que circula por las venas, y la impulsa desde los ventrículos hacia las arterias; es de tamaño variable, de forma cónica cuya base mira hacia arriba y a la derecha y el vértice o punta, hacia abajo y a la izquierda (fig. 1-1). Su color es rojizo con ligeras manchas amarillentas producidas por depósitos de grasa. Se encuentra encerrado en la cavidad torácica, en el centro del pecho, entre los pulmones, sobre el diafragma.

Histológicamente en el corazón se distinguen tres capas de diferentes tejidos que, del interior al exterior se denominan endocardio, miocardio y pericardio. El endocardio está formado por un tejido epitelial de revestimiento que se continúa con el endotelio del interior de los vasos sanguíneos. El miocardio es la capa más voluminosa, estando constituido por tejido muscular de un tipo especial llamado tejido muscular cardíaco. El pericardio envuelve al corazón completamente.

Fig. 1-1. El corazón



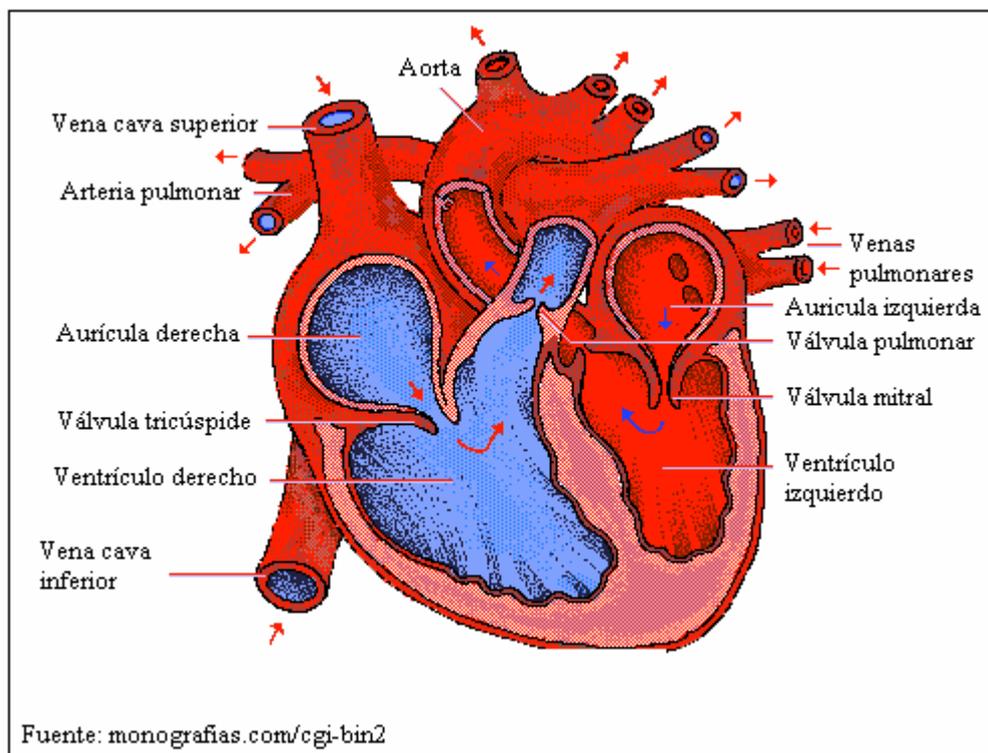
Fuente: www.mosescone.com/body

1.1.3 Función del Corazón

La función del corazón es la de bombear sangre a todo el organismo realizando su trabajo en fases sucesivas. Primero se llenan las cámaras superiores o aurículas, luego se contraen, se abren las válvulas auriculoventriculares y la sangre entra en las

cavidades inferiores o ventrículos. Cuando están llenos, los ventrículos se contraen e impulsan la sangre hacia las arterias (fig. 1-2). El corazón late unas setenta veces por minuto y bombea todos los días unos 10.000 litros de sangre, ciertos tejidos específicos generan señales eléctricas que recorren el corazón y lo hacen latir. Normalmente, la señal eléctrica que da lugar a cada latido se origina en el nodo sinoauricular (SA), desde este nodo el impulso se extiende a las dos cavidades superiores (aurículas), para luego desplazarse al nodo auriculoventricular (AV), un puente eléctrico entre las aurículas y los ventrículos y, tras una pausa, se extiende a las cavidades inferiores.

Fig. 1-2 Estructura y función del corazón



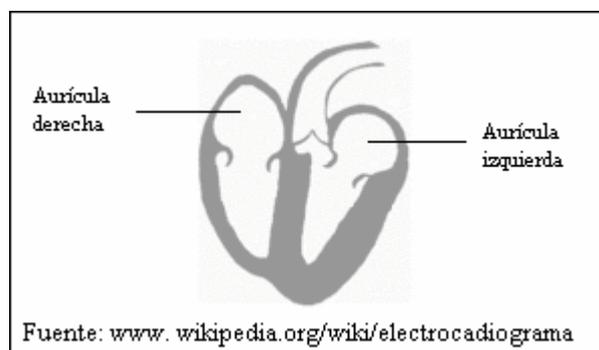
Funcionalmente se habla de un corazón izquierdo y otro derecho, aunque anatómicamente se trata de un solo órgano. Al corazón derecho llega la sangre usada por todo el organismo, pobre en oxígeno y rica en sustancias de desecho metabólico. La sangre envenenada es bombeada a los pulmones, donde elimina el anhídrido carbónico, y se carga de oxígeno proveniente del aire. Desde los pulmones esta sangre, llamada arterial, llega al corazón izquierdo, desde donde se distribuye por las arterias a todo el cuerpo.

1.1.4 Estructura del corazón

El corazón está dividido en dos mitades que no se comunican entre sí: una derecha y otra izquierda. La mitad derecha siempre contiene sangre pobre en oxígeno, procedente de las venas cava superior e inferior, mientras que la mitad izquierda del corazón siempre posee sangre rica en oxígeno y que, procedente de las venas pulmonares será distribuida para oxigenar los tejidos del organismo a partir de las ramificaciones de la gran arteria aorta (fig. 1-2). En algunas cardiopatías congénitas persiste una comunicación entre las dos mitades del corazón, con la consiguiente mezcla de sangre rica y pobre en oxígeno, al no cerrarse completamente el tabique interventricular durante el desarrollo fetal.

Cada mitad del corazón presenta una cavidad superior, la aurícula, y otra inferior o ventrículo, de paredes musculares muy desarrolladas. Existen pues, dos aurículas: derecha e izquierda, y dos ventrículos: derecho e izquierdo. Entre la aurícula y el ventrículo de la misma mitad cardiaca existen unas válvulas llamadas “válvulas aurículoventriculares” (tricúspide y mitral, en la mitad derecha e izquierda respectivamente) que se abren y cierran continuamente. Cuando las gruesas paredes musculares de un ventrículo se contraen (sístole ventricular), la válvula aurículoventricular correspondiente se cierra, impidiendo el paso de sangre hacia la aurícula, con lo que la sangre fluye con fuerza hacia las arterias. Cuando un ventrículo se relaja, al mismo tiempo la aurícula se contrae, fluyendo la sangre por esta sístole auricular y por la abertura de la válvula aurículoventricular.

Fig. 1-3 Aurículas



1.1.5 Aurículas

Las aurículas presentan entre ambas una prolongación anterior (orejuela) de fondo ciego que se prolonga sobre la cara anterior del corazón, rodeando lateralmente a la derecha el origen de la aorta, y a la izquierda el de la arteria pulmonar (fig. 1-3). Las paredes internas de las cavidades muestran el relieve de los haces musculares, especialmente en las partes más lejanas del tabique; en la aurícula derecha estos haces musculares se disponen más irregularmente, paralelo entre sí, cerca de la dirección longitudinal del corazón, recordando la disposición de los dientes de un peine (llamados por ello, músculos pectíneos), la aurícula izquierda tiene paredes generalmente lisas, los músculos pectíneos se encuentran exclusivamente en la orejuela.

1.1.5.1 Aurícula derecha

Es una cámara de paredes delgadas, situada por detrás del ventrículo derecho. Tiene una forma ovoide irregular; para fines descriptivos se la considera con 6 paredes:

“1.- Pared superior: presenta el orificio de desembocadura de la vena cava superior.

2.- Pared inferior: presenta hacia fuera, el orificio de la vena cava inferior, rodeado hacia atrás y afuera por una válvula incompleta, la válvula de la cava inferior o válvula de Eustaquio. Hacia dentro, junto al septo¹ interauricular se encuentra el orificio del seno coronario, limitado por una válvula delgada (thebesio).

3.- Pared antero inferior: corresponde al orificio aurículoventricular, provisto de la válvula tricúspide. Presenta además una expansión, la orejuela derecha, cuyo interior está tabicado por numerosas columnas carnosas.

4.- Pared posterior: es lisa, se describe una pequeña prominencia transversal, el tubérculo intervenosa (lower).

5.- Pared externa: presenta numerosas columnas carnosas denominadas músculos pectíneos²; estos se insertan en un saliente, la crista terminalis, que corresponde al surco terminal (HIS), situado verticalmente en la cara externa

¹ Pared que separa dos cavidades

² Músculo flexible

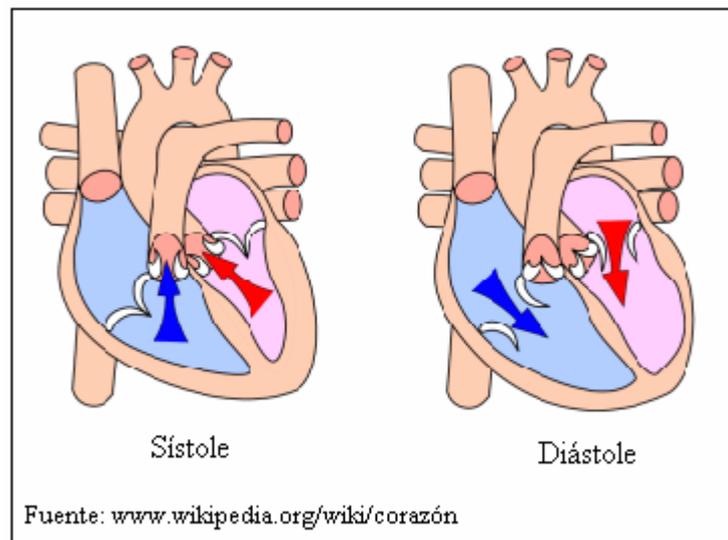
de la aurícula, a la derecha de las venas cavas. Este surco indica el lugar de unión del seno venoso primitivo y la aurícula derecha.

6.- Pared interna: está constituida por el septo. En la porción pósteroinferior del tabique interauricular se observa una depresión, la fosa oval, limitada por arriba y por delante por un borde saliente, el limbo de la fosa oval (anillo de vieussens). Corresponde a un vestigio del primitivo agujero de Botal. En las paredes de la aurícula derecha se observan numerosos orificios pequeños (foramina), que corresponden a la desembocadura de las venas cardíacas mínimas.”³

1.1.5.2 Aurícula izquierda

Tiene una estructura semejante a la aurícula derecha, con seis paredes. En la pared posterior se encuentran cuatro orificios circulares de las venas pulmonares, dos a la derecha y dos a la izquierda. La pared externa, lisa, presenta la orejuela izquierda. La pared anterior está ocupada por el orificio de la válvula mitral.

Fig. 1-4 Sístole y diástole en las aurículas



1.1.5.3 Sístole y diástole en las aurículas

La sangre que llega por las venas llena las cavidades de las aurículas distendiéndose, una vez llenas, se contraen y envían hacia los orificios aurículo ventriculares provistos de las válvulas tricúspide y mitral (fig. 1-4). Ante la presencia de la presión

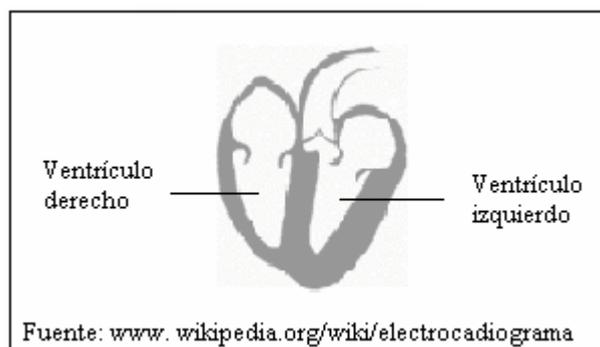
³ Dr. Edgar Segarra E. –Morfofisiología Cardíó – Respiratoria y Renal, Tercera Edición.

sanguínea, estas válvulas se abren y dejan pasar la sangre hacia los ventrículos. La sangre que pasa a los ventrículos no puede regresar hacia las venas, porque una nueva cantidad ha llegado a ellas para llenarlas nuevamente.

1.1.6 Ventrículos

Los dos ventrículos se encuentran en la base del corazón, además del orificio aurículo – ventricular, un orificio arterial, que se encuentra en posición más anterior, respectivamente para la arteria pulmonar en el ventrículo izquierdo. La cavidad ventricular hacia arriba se va estrechando hacia estos orificios, formando en ambos ventrículos el cono arterial, en cuyo extremo se encuentra el orificio (fig. 1-5). Los orificios arteriales están provistos de válvulas, de forma semilunar (por lo cual se llaman válvulas semilunares o sigmoides); cada pared de la arteria tiene un margen cóncavo libre y arqueado, formando una especie de saco (seno de valsalva) con la pared vascular y que está formado por repliegue del endocardio sobre un débil soporte fibroso. Con el reflujó de la sangre al final de la sístole ventricular las lengüetas se separan de las paredes y se ponen en tensión, uniéndose entre sí por sus márgenes libres hasta cerrar completamente el orificio e impedir con ello el reflujó de la sangre en la cavidad ventricular.

Fig. 1-5 Ventrículos



1.1.6.1 Ventrículo derecho

Tiene la forma de una pirámide triangular. El espesor de sus paredes mide aproximadamente 0.5 a 0.8 cm. Su cavidad presenta dos porciones: una cámara de entrada en la cual se localiza la válvula tricúspide y otra cámara de salida o infundíbulo, que se continúa con la arteria pulmonar. Entre las dos porciones se encuentra una cresta muscular gruesa, la cresta supraventricular. El vértice del

ventrículo derecho presenta numerosas trabéculas que le dan un aspecto reticular, lo cual permite el anclaje de los catéteres cardíacos utilizados para la implantación de marcapasos cardíacos. Las paredes del infundíbulo son generalmente lisas.

La cintilla arqueada o banda moderadora es una trabécula de segundo orden que lleva fibras del sistema de conducción; se extiende entre la base del pilar anterior de la válvula tricúspide y el septo interventricular, por debajo del infundíbulo. La válvula tricúspide presenta tres valvas incompletamente separadas entre sí: anterior, posterior o inferior y septal o interna. Suelen observarse valvas accesorias. Los pilares son tres y tienen la misma orientación que las valvas; el mayor es el anterior. El orificio de la arteria pulmonar está situado en la extremidad superior del infundíbulo; tiene tres válvulas semilunares: una anterior y dos posteriores, una derecha y otra izquierda.

1.1.6.2 Ventrículo izquierdo

Sus paredes tienen un espesor doble que el ventrículo derecho debido al mayor trabajo que realiza. Las trabéculas son más finas y no entrelazadas. El septum es liso en sus 2/3 partes. La válvula mitral tiene dos valvas muy desiguales; una mayor, situada a la derecha y adelante y, otra menor situada a la izquierda y atrás. Los músculos papilares son uno anterior y otro posterior. El orificio aórtico está situado por detrás del orificio pulmonar; tiene tres válvulas semilunares más resistentes que las pulmonares, una posterior y dos anteriores. En su borde libre se encuentra el nódulo de Arancio. Por detrás de la válvula aórtica están los orificios de salida de las coronarias y el seno aórtico o seno de valsalva.

1.1.6.3 Sístole y diástole de los ventrículos

Al abrirse los orificios aurículo ventriculares, la sangre llena los ventrículos. En este momento, como en los ventrículos existen además los orificios arteriales, podría escapar por allí, pero las válvulas sigmoides caen impidiendo su salida, produciéndose la diástole ventricular. Como consecuencia de la presión sanguínea, las paredes ventriculares se contraen, se cierran los orificios aurículoventriculares por medio de sus válvulas y se abren los orificios arteriales pasando la sangre hacia las arterias, constituyendo la sístole ventricular (fig. 1-4). La sangre no puede regresar a los ventrículos, porque las válvulas sigmoides caen inmediatamente impidiendo su retroceso. Debido a la presión de la sangre sobre las válvulas aurículoventriculares,

podría retroceder a las aurículas, pero esto no sucede ya que están unidas por medio de las cuerdas tendinosas a los pilares del corazón, medio que les permite sólo ocluir los orificios respectivos.

1.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

1.2.1 Introducción

Estudios realizados en 1852 propusieron que la conducción cardíaca era de tipo miogenico pero hace aproximadamente un siglo se demostró que un tejido muscular especializado era el responsable de la iniciación y propagación del latido cardíaco, años más tarde (1906) se clarifico la existencia de un Haz descrito por His, para un año después describir la estructura del nodo sinoauricular (SA). Aunque Purkinje fue el primer autor en describir fibras ventriculares especializadas, no fue conciente de su relevancia en la estructura del corazón y fue Tawara quien puso de relieve que el haz descrito por His se continuaba con las fibras ventriculares de Purkinje.

El comienzo del ciclo se da en el nodo sinoauricular (SA) en donde se producen impulsos eléctricos muy pequeños los cuales viajan a través de la mitad superior del corazón haciendo que se contraigan las aurículas, el cambio eléctrico originado por esta contracción es tomada por un ECG como la onda P del ciclo cardíaco, después a través del nodo auriculoventricular este impulso eléctrico alcanza las células musculares de los ventrículos originando su despolarización (un cambio de su carga eléctrica) dado que las paredes de los ventrículos son mucho mayores que las de las aurículas, en este momento se crea el complejo QRS que suele consistir un una onda Q, una onda R y una onda S. Los cambios eléctricos que acontecen a medida que las fibras musculares de los ventrículos se repolarizan (recuperan su carga eléctrica) se produce entonces la última de las ondas llamada onda T, terminando así el patrón creado por un ciclo cardíaco.

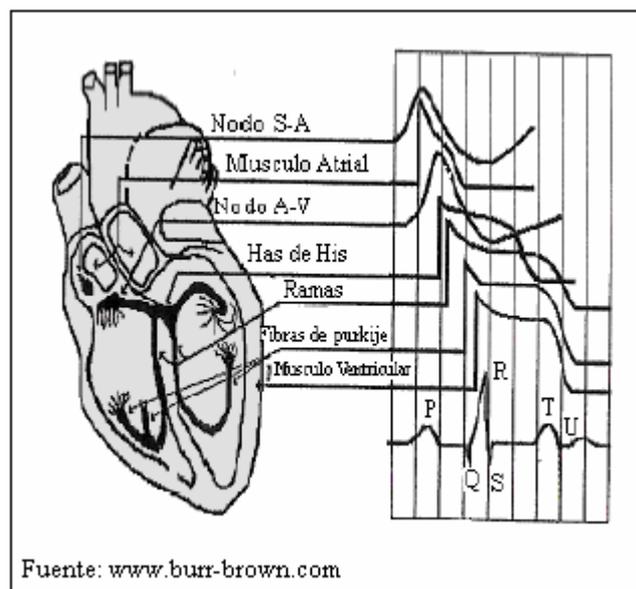
1.2.2 Origen de la señal E.C.G

Las pulsaciones cardíacas se inician mucho antes del nacimiento, en el embrión de pocas semanas y duran interrrupidamente durante toda la vida sin pararse jamás. Esto es posible por el metabolismo especial de la fibra usular cardíaca, regulado por

mecanismos químicos y humorales muy complejos y todavía no bien aclarados. En el corazón, el impulso eléctrico nace en la aurícula derecha precisamente en una estructura del tejido muscular denominado como nodo sinoauricular que se encuentra ubicado en la pared posterior a la aurícula derecha en el sitio de unión de la vena cava superior y el atrium, este nodo es el marcapasos natural del corazón, donde sus células especializadas se disparan al autoexcitarse, enviando un impulso eléctrico que se esparce por las aurículas a través del HAZ de Bachman de manera que ambas aurículas se contraigan y como consecuencia el llenado de sangre de los ventrículo.

Este nodo actúa como una línea de retardo que hace lenta la propagación del potencial de acción, esto permite que toda la sangre de las aurículas sea vaciada hacia los ventrículos antes de su contracción, luego éste potencial llega hasta el has de His y de ahí a las fibras de Purkinje que son fibras conductoras de potencial de acción y están divididas en dos secciones; una en el ventrículo izquierdo y otra en ventrículo derecho (fig. 1-6).

Fig. 1-6 Origen de la señal E.C.G



1.2.3 El nodo sinoauricular

El nodo sinouauricular o también llamado nodo Keith – Flack es el centro que gobierna las contracciones del corazón es denominado también (SA), es un Haz delgado y alargado, mide aproximadamente 20 x 5 mm y esta situado en la unión de

la vena cava superior con la aurícula derecha, está vascularizada por la arteria nodal y compuesto de fibras que pueden disparar el potencial de acción sin necesidad de ser estimuladas exteriormente, dándole al corazón la propiedad de automatismo donde es capaz de realizar su ciclo cardíaco aun estando aislado totalmente. La función intrínseca del nodo SA es la de ser fuente del ritmo del corazón y tiene una estructura en forma de arco.

Histológicamente esta constituido por células algo más pequeñas que las de trabajo normal, dispuestas en haces entremezclados sin ordenación espacial, débilmente teñidas e inmersas en una densa matriz de tejido conectivo. Con la edad aumenta la cantidad de tejido conectivo en relación con el área ocupada por las células nodales, en la periferia del nodo las células especializadas se entremezclan con las del miocardio de trabajo. El nodo sinusal se organiza en torno a una arteria, denominada arteria del nodo SA, que puede ser central o excéntrica en el interior del mismo. En el 29% de los corazones humanos, la arteria se ramifica en el interior del nodo. El nodo esta relacionado íntimamente con nervios del sistema vegetativo autónomo, estudios realizados dan cuenta que la mayor parte de estas fibras son parasimpáticas, las fibras simpáticas están concentradas solamente alrededor de los vasos sanguíneos del nodo.

1.2.4 Nodo auriculoventricular

Se encuentra en la base del tabique interauricular, mide 2 x 5 mm, se encuentra delimitado anteriormente por la inserción del velo septal de la válvula tricúspide y posteriormente por un tendón fibroso conocido como tendón de Todaro. La función inherente del nodo AV es retrasar el impulso cardíaco, en los humanos el nodo posee una porción compacta y una zona de células transicionales. Las anteriores células poseen un tamaño intermedio entre las del nodo AV y auriculares de trabajo, y están rodeadas de mayor cantidad de tejido conectivo que las de trabajo pero no aisladas del miocardio adyacente, sino que constituyen una especie de puente entre el miocardio de trabajo y nodal, recogiendo la información eléctrica de las paredes auriculares, transmitiéndola al nodo AV.

La corriente eléctrica producida en el nodo sinoauricular, del orden de los micro voltios, se transmite a lo largo de las aurículas y pasa a los ventrículos por el nodo

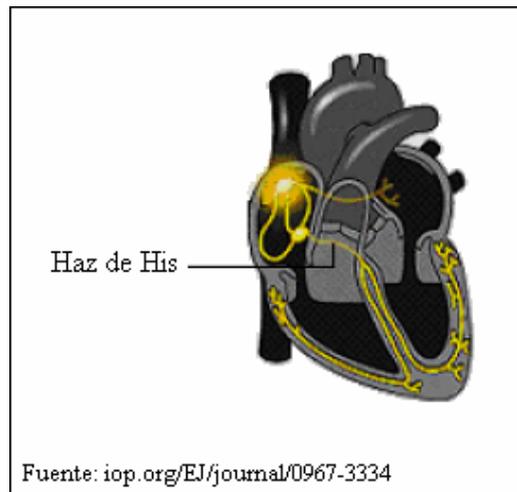
auriculoventricular (AV) situado entre la unión de los dos ventrículos. El nodo AV sirve para filtrar la actividad demasiado rápida de las aurículas. Del nodo AV se transmite la corriente al Fascículo de His que se distribuye a los dos ventrículos.

1.2.5 Haz de His

Continúa directamente en la porción inferior del nodo AV, mide 20 mm de longitud, se encuentra situado en la superficie endocárdica del septo interauricular y se divide en dos partes (fig. 1-7):

- 1. Rama derecha:** sigue el trayecto de la banda moderadora hasta la base de los capilares, en donde se ramifica
- 2. Rama izquierda:** atraviesa el tabique y se divide en dos fascículos, anterior y posterior, estos son designados a cada uno de los pilares del ventrículo izquierdo.

Fig. 1-7 Actividad eléctrica del corazón



1.2.6 Red de Purkinje

Se forma por la ramificación de las ramas del Haz de His en las paredes de los ventrículos, el potencial de acción se propaga a través de dichas fibras a gran velocidad, aproximadamente 2 m/s, esto es la causa que los ventrículos se contraigan rápido y súbitamente, bombeando la sangre a través de las respectivas válvulas al exterior del corazón.

1.2.7 El ciclo cardíaco y sus componentes (complejo PQRST)

El ciclo cardíaco comprende un periodo de contracción o sístole, seguido de un periodo de relajación o diástole, la sístole auricular y ventricular son respuestas con ciertos retrasos a los estímulos eléctricos. Así por ejemplo la contracción auricular ocurre después de la onda P del ECG, la contracción ventricular es más prolongada que la auricular. El ciclo cardíaco consta de las siguientes partes:

1.- Diástole final: las aurículas y ventrículos durante la fase final de la diástole están relajados. La presión de las aurículas es ligeramente superior a los ventrículos por que la sangre está entrando a las aurículas, las válvulas aurículo ventriculares están abiertas y la sangre pasa de aurículas a ventrículos.

2.- Sístole ventricular: al contraerse el ventrículo comprime la sangre contenida en el y sube bruscamente la presión ventricular, se cierra la válvula AV, impidiendo el reflujo de sangre hacia la aurícula.

3.- Diástole inicial: hacia el final de la sístole ventricular, la musculatura continua contraída a pesar de que casi no pasa sangre a las arterias, esta fase dura 0.4 seg. a una frecuencia de 75 latidos por minuto, el ciclo cardíaco dura aproximadamente 0.8 seg. de los cuales 0.26 corresponden a la sístole y 0.53 a la diástole.

Un electrocardiograma (ECG), nos da el registro de la actividad eléctrica del corazón medida normalmente entre dos puntos de la superficie del cuerpo. Al ser la actividad de las cámaras cardiacas rítmica y totalmente ordenada, la forma de onda obtenida es regular. En ella se reconoce fácilmente diversas ondas cuyas amplitudes, duraciones y morfología están bien definidas las cuales explicaremos a continuación.

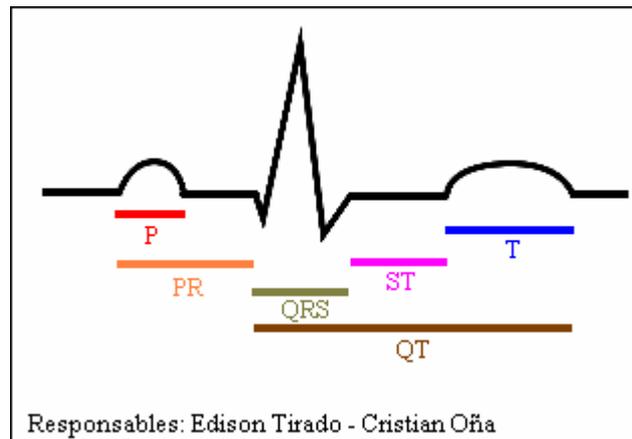
Onda P: la onda P es la señal que corresponde a la contracción auricular. Ambas aurículas, derecha e izquierda, se contraen simultáneamente. Las ondas P irregulares o inexistentes pueden indicar una arritmia. Su relación con los complejos QRS determina la presencia de un bloque cardíaco (fig. 1-8).

QRS: el complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo, la cual es mucho más potente que la de las aurículas y compete a más masa muscular, produciendo de este modo una mayor deflexión en el ECG. La onda Q, cuando esta presente, representa la pequeña

corriente horizontal (de izquierda a derecha) del potencial de acción viajando a través del Septum interventricular. Las ondas Q que son demasiado anchas y profundas no tienen un origen Septal, sino que indican un infarto del miocardio. Las ondas R y S indican contracción del miocardio. Las anomalías en el complejo QRS pueden indicar bloqueo de la rama (cuando es ancho), taquicardia de origen ventricular, hipertrofia ventricular u otras anomalías ventriculares (fig. 1-8).

Onda T: la onda T representa la repolarización de los ventrículos. El complejo QRS oscurece generalmente la onda de repolarización auricular, por lo que la mayoría de las veces no se ve. Eléctricamente, las células del músculo cardíaco son como muelles cargados; un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del muelle es la repolarización (también llamada potencial de acción). (fig. 1-8).

Fig. 1-8 Complejo PQRST



1.3 FIBRILACIÓN VENTRICULAR

1.3.1 Introducción

Hoy en día es muy frecuente escuchar que una persona ha fallecido de repente o que simplemente murió mientras dormía, sin que se advirtiera alteraciones visibles en su estado de salud. Una de las principales causas de estos decesos es la llamada muerte súbita cardíaca, sus víctimas son generalmente individuos llenos de vida hasta que se produce este accidente. En la actualidad se está preocupando mucho por combatir

este síndrome el cual puede estar influida o motivada por factores emocionales (crisis emocional aguda). Hay dos formas de muerte cardiaca: a) por un infarto del miocardio y, b) por una sobrecarga de estímulos eléctricos de los nervios que inervan el corazón.

Los ventrículos que constituyen la bomba del corazón comienzan a acelerarse produciendo una taquicardia hasta que la contracción cardiaca se vuelve desincronizada (fibrilación), el corazón ya no se contrae si no que solo se sacude. Esta situación se hace incontrolable y termina con la muerte del individuo salvo que se aplique un proceso terapéutico para revertir dicha situación.

1.3.2 Fibrilación ventricular y sus causas

La fibrilación ventricular es una arritmia en donde la actividad eléctrica del corazón se encuentra en estado de caos y las cámaras principales del corazón vibran en lugar de latir normalmente, de forma que no hay ningún latido efectivo. Para bombear sangre hacia el cuerpo, todas las áreas del corazón normalmente se contraen de una manera sincrónica y organizada, las cámaras superiores del corazón (aurículas) se contraen primero, luego se contraen las dos cámaras del fondo (ventrículos), sin embargo, durante la fibrilación ventricular los ventrículos se contraen independientemente de las aurículas y algunas áreas de los ventrículos se contraen mientras que otras se están relajando; y no llevan a cabo contracciones coordinadas debido a que hay poca o nada de sangre bombeada desde el corazón hacia el cuerpo. La fibrilación ventricular puede ser causada por daño del músculo cardíaco debida a:

- *“Enfermedad de las arterias coronarias.*
- *Ataque previo al corazón.*
- *Infeción del músculo del corazón.*
- *Enfermedad genética del corazón.*
- *Shock o colapso del sistema circulatorio con presión arterial muy baja.*
- *Shock eléctrico.*
- *Falta de oxígeno.*
- *Alteraciones electrolíticas, como niveles anormales de potasio y magnesio.”*⁴

⁴ www.einstein.edu

1.3.3 E.C.G bajo fibrilación

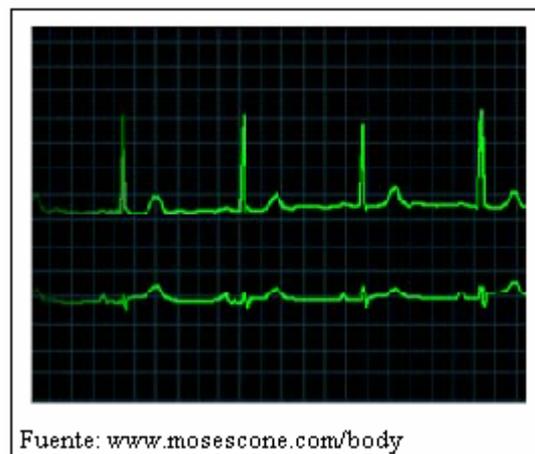
Una víctima de parada cardíaca súbita pierde en primer lugar el pulso, luego el conocimiento y finalmente la capacidad de respirar, todo esto ocurre en unos segundos. Esto se debe a que muchos tipos de síndrome del nodo sinusal no causan síntomas, aunque las frecuencias cardíacas persistentemente bajas causan con frecuencia debilidad y cansancio. Cuando la frecuencia se hace muy lenta incluso se produce desvanecimiento y las frecuencias cardíacas rápidas se perciben como palpitaciones.

Un pulso lento, sobre todo si es irregular, o un pulso con grandes variaciones, induce a sospechar el síndrome del nodo sinusal. Las anomalías características del electrocardiograma (ECG), en particular si se registran durante un periodo de 24 horas facilitan la confirmación de un diagnóstico. A continuación se verán los diferentes tipos de onda causados por la fibrilación.

1.3.3.1 Bradicardia

La bradicardia se caracteriza por la lentitud del ritmo cardíaco por lo general por debajo de los 60 latidos por minuto, mientras que el ritmo normal en reposo es de 60 a 100 latidos por minuto (fig. 1-9).

Fig. 1-9 Bradicardia sinusal

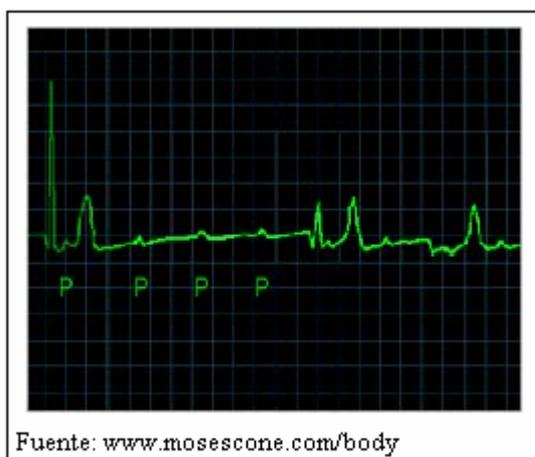


1.3.3.2 Bloqueo de la válvula auriculoventricular

La imagen mostrada a continuación es la de una persona con un ritmo cardíaco anormal. Las ondas P muestran que la parte superior del corazón recibió actividad

eléctrica, cada onda P por lo general es seguida de ondas altas (QRS) que reflejan la actividad eléctrica que hace contraer al corazón. Cuando hay una onda P que no está seguida por una onda QRS el sujeto tiene un bloqueo auriculoventricular y un pulso muy lento (fig. 1-10).

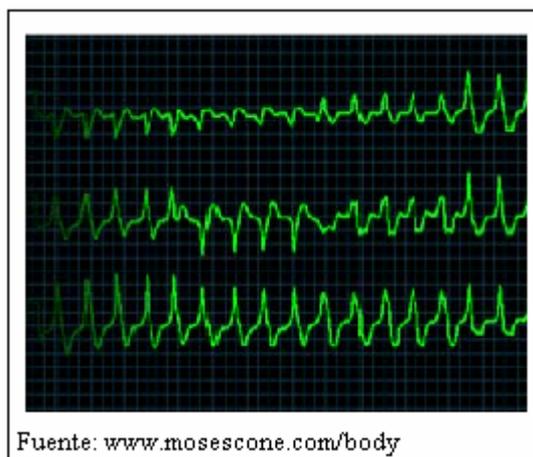
Fig. 1-10 Bloqueo auriculoventricular



1.3.3.3 Taquicardia ventricular

La taquicardia ventricular es una frecuencia cardíaca rápida en reposo que se inicia en los ventrículos, típicamente de 160 a 240 latidos por minuto (fig. 1-11).

Fig. 1-11 Taquicardia ventricular



1.4 CONCLUSIONES

El desarrollo de este capítulo nos dio una visión más amplia sobre el funcionamiento del sistema cardíaco vascular y sobre todo dejar en claro información referente al corazón como cual es la función que desempeña, como está estructurado, el sistema de conducción eléctrica, el ciclo cardíaco y sus diferentes componentes, como último punto se da también información referente a la fibrilación ventricular y las causas que la producen. Como parte fundamental para desarrollar este capítulo se pusieron en práctica conocimientos adquiridos en nuestro curso de graduación en la Universidad de Buenos Aires.

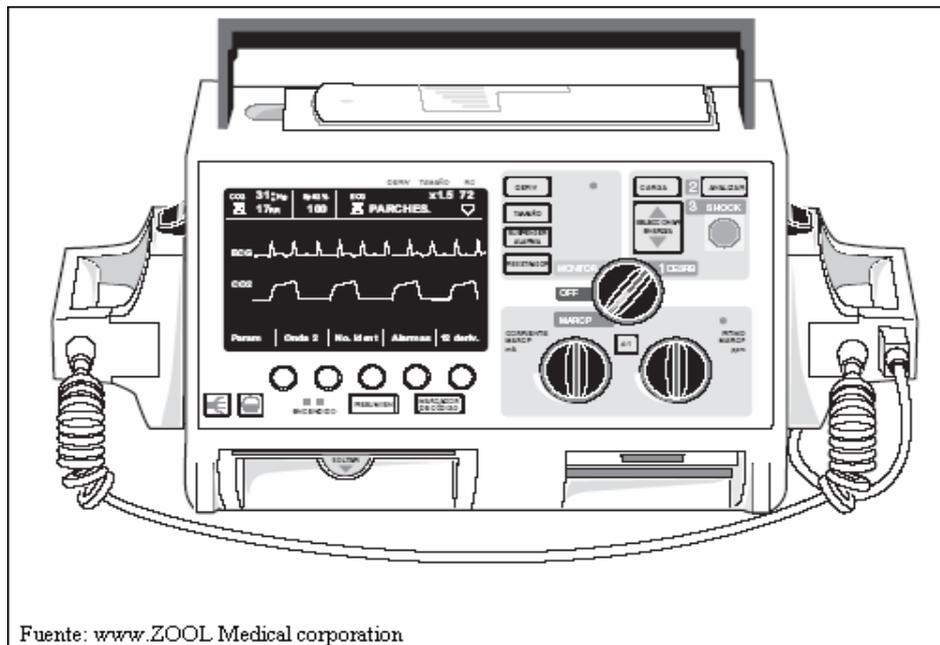
CAPITULO II

DEFIBRILADORES

2.1 INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiacas constituyen la principal causa de muerte entre hombres y mujeres en el mundo entero, muchas de estas víctimas sufren un paro cardiaco cuando los impulsos eléctricos en el corazón se vuelven irregulares y por ende que el corazón deje de latir. Se ha calculado que casi 700 personas mueren de un paro cardiaco solamente en América Latina diariamente, las probabilidades de sobrevivencia en una víctima que sufre un paro cardiaco disminuyen del 7 al 10 % por cada minuto que el corazón pasa sin defibrilarse, es por eso que la resucitación mediante defibriladores (fig. 2-1) es la mejor probabilidad para que una victima sobreviva. Año tras año estos equipos han tenido un desarrollo espectacular ya que trabajan de una manera más precisa y realizan un mayor número de funciones (estudio de funciones del corazón). Estos equipos son muy valiosos para atender pacientes críticos y en situaciones de vida o muerte.

Fig. 2-1 Esquema de un defibrilador



Los diferentes tipos de desfibriladores cardiacos analizan la información que reciben directamente de los electrodos colocados en el pecho del paciente, la corriente eléctrica que emplean estos equipos es corriente directa, la cual se obtiene a partir de la corriente alterna de una instalación eléctrica convencional mediante un convertidor de corriente, cuentan así mismo con una batería que permite almacenar la energía. Se indican las diferentes técnicas de desfibrilación que pueden ser usadas durante el procedimiento de reanimación. Se describe un equipo genérico donde se harán alusión a características, descripción de la unidad de registro cardioscópico y la unidad de desfibrilación del equipo.

2.2 RESEÑA HISTÓRICA

En el año 1899, los doctores Prevost y Batelli introdujeron el concepto de desfibrilación eléctrica después de notar que grandes voltajes aplicados a través del corazón de un animal podían poner fin a la fibrilación ventricular. Al poco tiempo de esto la industria de la energía eléctrica patrocinó algunas de las primeras investigaciones sobre desfibrilación puesto que sus empleados corrían un gran riesgo de muerte por descargas eléctricas. En el año de 1947 el Dr. Claude Beck realizó un informe sobre la primera desfibrilación exitosa en un ser humano mediante la aplicación directa de corriente alterna (60 Hz.) en el corazón de un paciente a quien se estaba practicando una cirugía, para el año de 1956 Edmark y Lown y asociados descubrieron que los desfibriladores de corriente continua (CC) eran más efectivos y producían menos efectos secundarios que los de corriente alterna.

En los años 70 fueron diseñados instrumentos experimentales internos y externos para detectar la fibrilación ventricular automáticamente. El primer desfibrilador interno automático se implanto en un ser humano en febrero de 1980, en este mismo año Weaver y asociados informaron que la pronta desfibrilación podría restaurar un ritmo organizado y volver el conocimiento a pacientes que sufren paros cardíacos, es por eso que hoy en día se respalda el concepto de una pronta desfibrilación y el uso de desfibriladores automáticos externos.

2.3 TIPOS DE DEFIBRILADORES

En cuanto a los defibriladores existen actualmente en el mercado dos tipos: defibriladores externos y defibriladores internos.

- **Defibriladores externos.-** se usan para la defibrilación y para cardioversión eléctrica urgentes (figura 2-2). La capacidad de estos aparatos para identificar sin fallos las arritmias y administrar la descarga eléctrica adecuada solo cuando se detecta el característico ritmo cardiaco de defibrilación, es por eso que es requerido sin la necesidad de tener que esperar la intervención de un médico, cosa que permite salvar muchas vidas.

Fig. 2-2 Defibrilador externo



- **Defibriladores internos.-** la tecnología a mejorado rápidamente modificando el diseño, la capacidad y las funciones de los defibriladores, actualmente los defibriladores internos (figura 2-3) se han convertido en una de las principales armas para el tratamiento de las arritmias ventriculares, estos pueden ser implantables – permanentes en casos de

pacientes con episodios previos de fibrilación ventricular o temporales en la cardioversión internar.

Fig. 2-3 Defibrilador interno



En cuanto al tipo de onda por corriente eléctrica encontraremos los siguientes:

- **Defibriladores monofásicos.-** son la mayoría de los defibriladores clásicos externos. Al utilizar una onda monofásica precisan altas dosis de descarga.
- **Defibriladores bifásicos.-** usados en los nuevos defibriladores, en los implantables y en los semiautomáticos cuya característica principal es que consiguen defibrilar con una menor dosis de energía y consecuentemente con un menor daño miocárdico.

Fig. 2.4 Defibrilador semiautomático

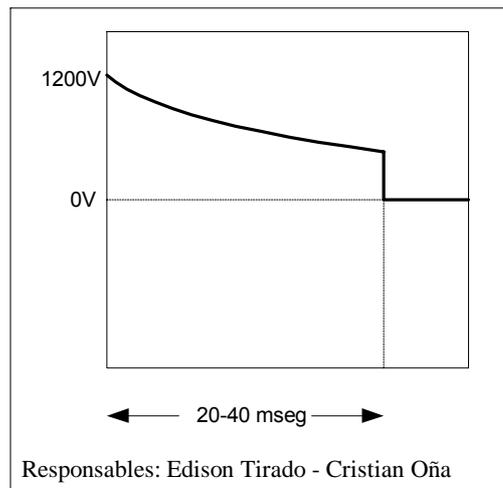


2.5.3 Defibriladores semiautomáticos

El defibrilador semiautomático es un dispositivo externo computarizado que aplicado sobre el tórax del paciente analiza su ritmo cardíaco aconsejando o no la descarga quedando la decisión de presionar el botón de choque para liberar la descarga eléctrica en manos del operador. Se trata de un sistema de defibrilación muy fiable y ampliamente utilizado. En su monitor se presentan todos los mensajes necesarios para su utilización las cuales por lo general van acompañadas con mensajes acústicos. Fig. 2-4.

A su salida se obtiene una forma de onda exponencial (fig. 2-5) la cual no requiere de inductores de forma de onda, lo que permite un diseño menor y ligero. Tienen un máximo de ajuste de energía de 360J.

Fig. 2-5 Forma de onda Exponencial

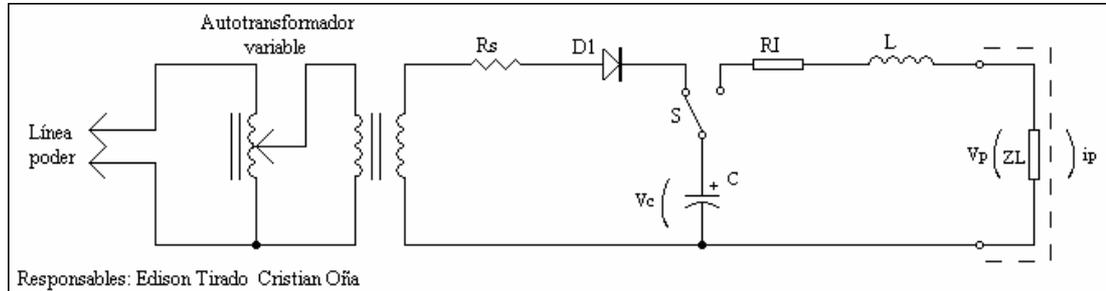


2.3.2 Defibriladores de corriente continua

Este defibrilador está diseñado para transmitir un impulso eléctrico al pecho del paciente a través de electrodos tipo pala o electrodos desechables y de esta manera la descarga pase a través del corazón, su esquema básico se observara en la figura 2-6. El defibrilador contiene un capacitor o condensador el cual se cargara dependiendo del nivel de voltaje seleccionado para su uso, almacena la energía y la transmite al paciente en una descarga corta y controlada. La duración típica del impulso es de 3 a

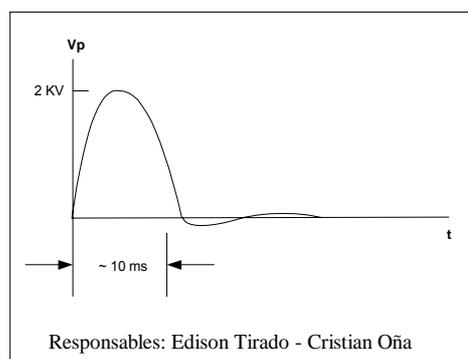
9 mseg. con una carga de 50 ohmios, para cargar el defibrilador a su nivel de energía máxima se necesitan normalmente de 7 a 10 seg.

Fig. 2-6 Defibrilador de corriente continua



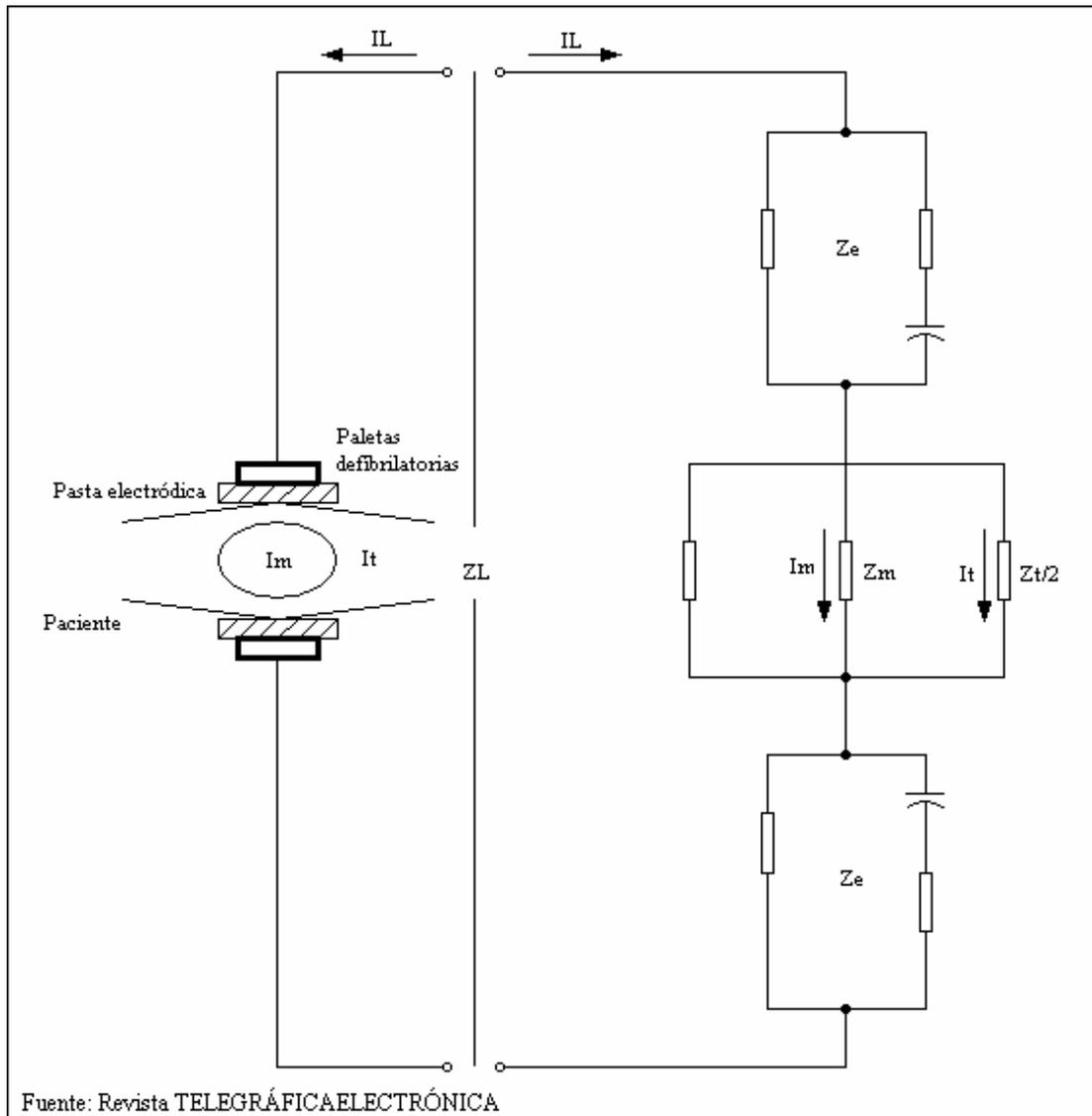
El transformador de la figura 2-6 alimenta un rectificador de media onda el cual es usado para cargar el capacitor, una resistencia en serie limita la corriente de carga, una constante de tiempo $t = 5 \times R_s \times C$ determina el tiempo de carga completa del circuito, este tiempo debe ser menor o igual a 10 seg. Cuando los electrodos están en contacto con el paciente un interruptor S (figura 2-6), se conmuta y el capacitor se descarga a través del paciente (ZL) mediante el inductor L, este inductor tiende a alargar la duración del pulso, produciendo una onda amortiguada al momento de la conmutación (fig. 2-7) y así evitar el riesgo de bloqueos atrioventriculares (A-V) después de la defibrilación, solamente si la inductancia L está cortocircuitada que es el caso de una descarga simple la tensión “Vp” y la corriente “ip” a través de la carga ZL varían según las expresiones $V_p = V_c \times e^{-[t/(R_i+Z_L) \times C]^{-1}}$ e $i_p = \frac{V_c}{R_i + Z_L} e^{-[t/(R_i+Z_L) \times C]^{-1}}$, en estos circuitos son utilizados capacitores entre 10 y 50 micro faradios para una energía de 400 joules y tensiones entre 2 y 9 kilovolts.

Fig. 2-7 Onda Amortiguada al momento de la conmutación



En la figura 2-8 se observa el modo circuital sencillo de la impedancia Z_L para el caso de defibrilación trastorácica. La corriente efectiva que atraviesa la masa miocárdica (I_m) está limitada por las componentes serie de la impedancia Z_L y por los caminos laterales de corriente que no pasan por el músculo cardíaco.

Fig. 2-8 Z_L para descarga trastorácica



2.3.3 Defibriladores por pulsos senoidales (DPS)

Este defibrilador ha sido desarrollado únicamente a nivel de prototipo, entrega a su salida un pulso de duración programada entre 5 y 10 mili seg. (figura 2-9) y aunque la corriente de descarga es también función de la impedancia Z_L la forma de onda es optima y la duración constante si a este esquema se aplica un procedimiento

automático de selección de tensión de transformador de potencia, podría lograrse un equipo de gran eficacia defibrilatoria, tanto por la posibilidad de programar la corriente de descarga (dentro de rangos), como por la bondad de la forma de onda de un $\frac{1}{4}$ ó $\frac{1}{2}$ ciclo senoidal, en la figura 2-10 se muestra un diagrama del equipo propuesto.

Fig. 2-9 Forma de onda DPS

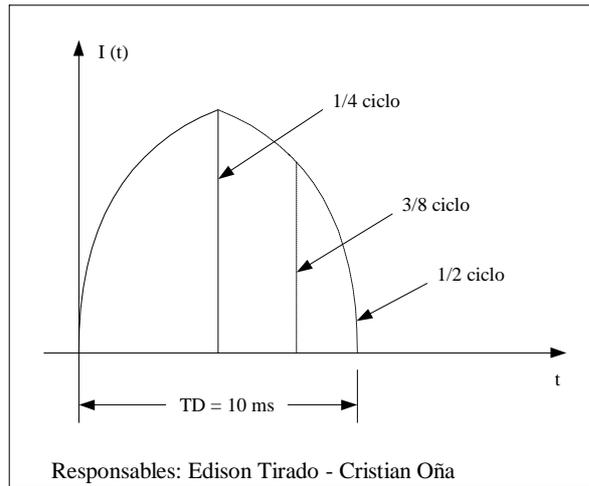
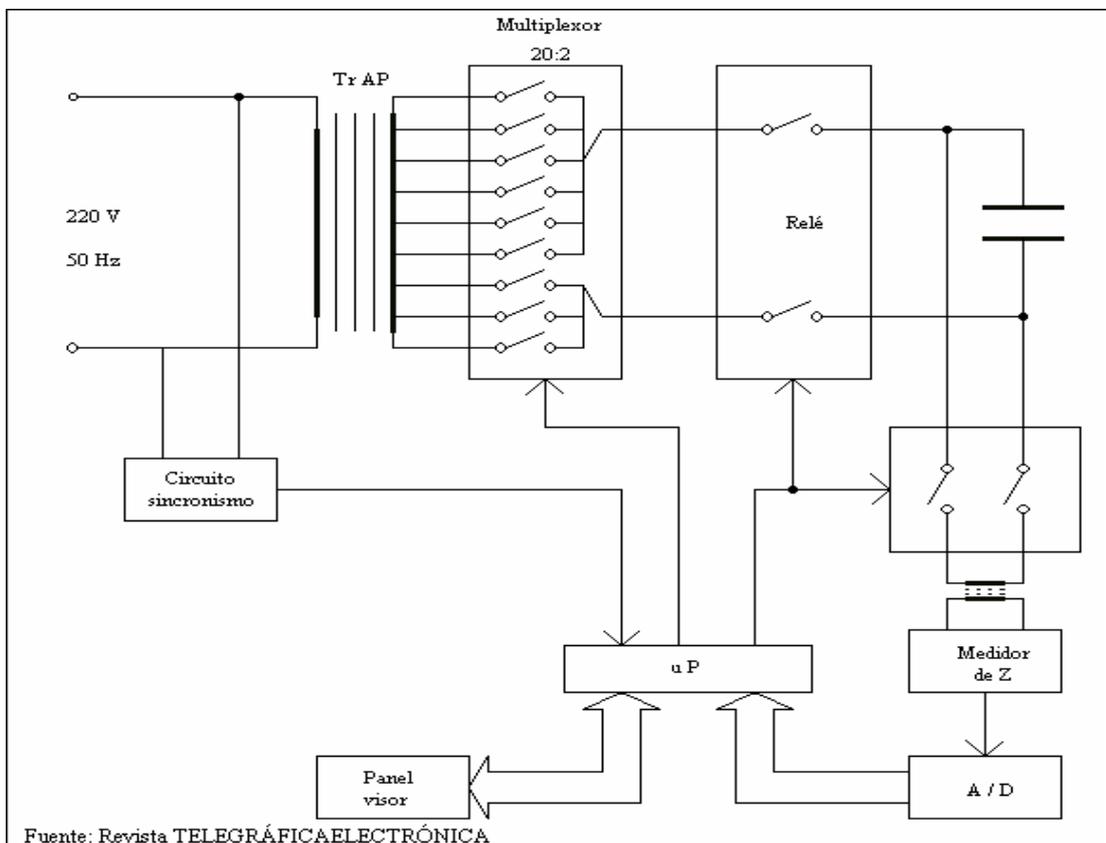


Fig. 2-10 Diagrama simplificado DPS

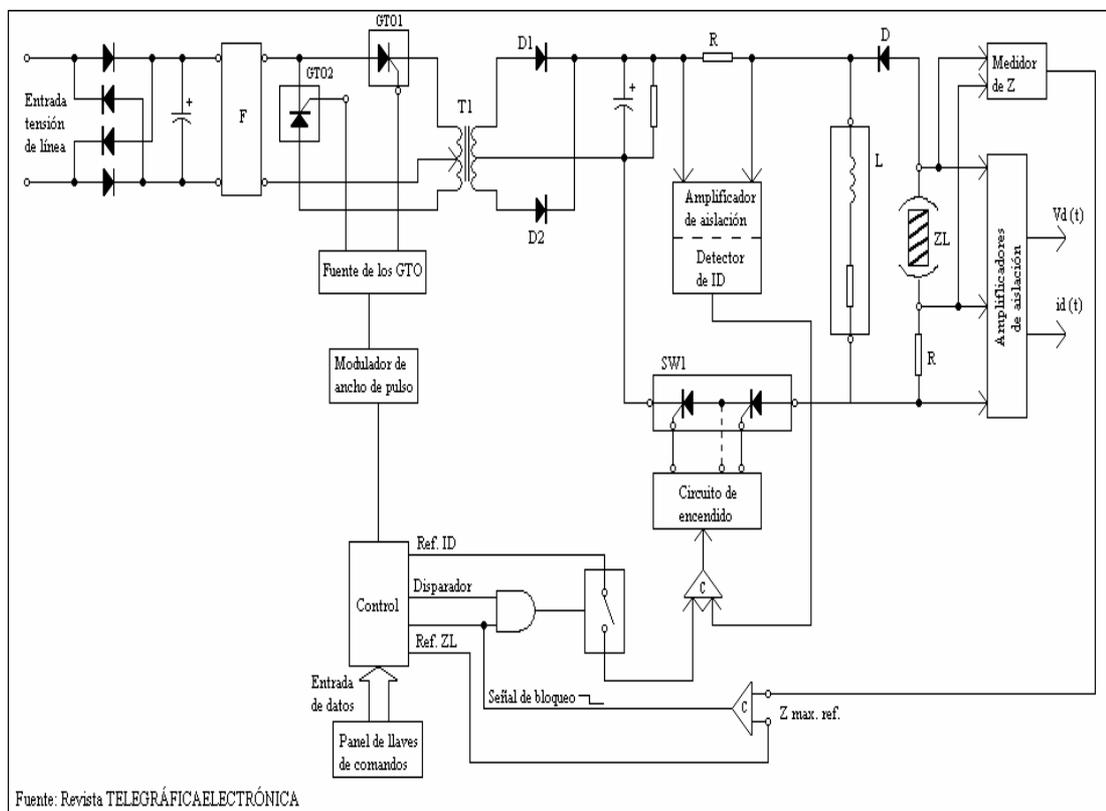


2.3.4 Defibriladores de corriente controlada

La característica principal del defibrilador de corriente controlada (DCC), también desarrollado como prototipo, es su capacidad de entregar una descarga exponencial de corriente, cuyo valor de pico es programado desde el panel, independientemente de la impedancia de carga. Su principio de funcionamiento consiste en cargar una inductancia L con una corriente prefijada I_p , y luego descargarla a través de Z_L , en la figura 2-11 se muestra el diagrama en bloque del DCC. La corriente I_p se obtiene de un convertidor CC-CC modulado con ancho de pulsos, es controlado por el procesador central (PC). En este se prefijan 5 rangos de corriente entre 3 y 50 amperios de pico, con variación continua en cada una de ellos, el PC efectúa las funciones de censado de la corriente instantánea de carga de la inductancia.

El DCC fue diseñado con el objetivo de proponer una alternativa tecnológica más adecuada a la necesidad fisiológica de dosificar la descarga defibrilatoria en términos de corriente en lugar de energía.

Fig. 2-11 Diagrama en bloque DCC



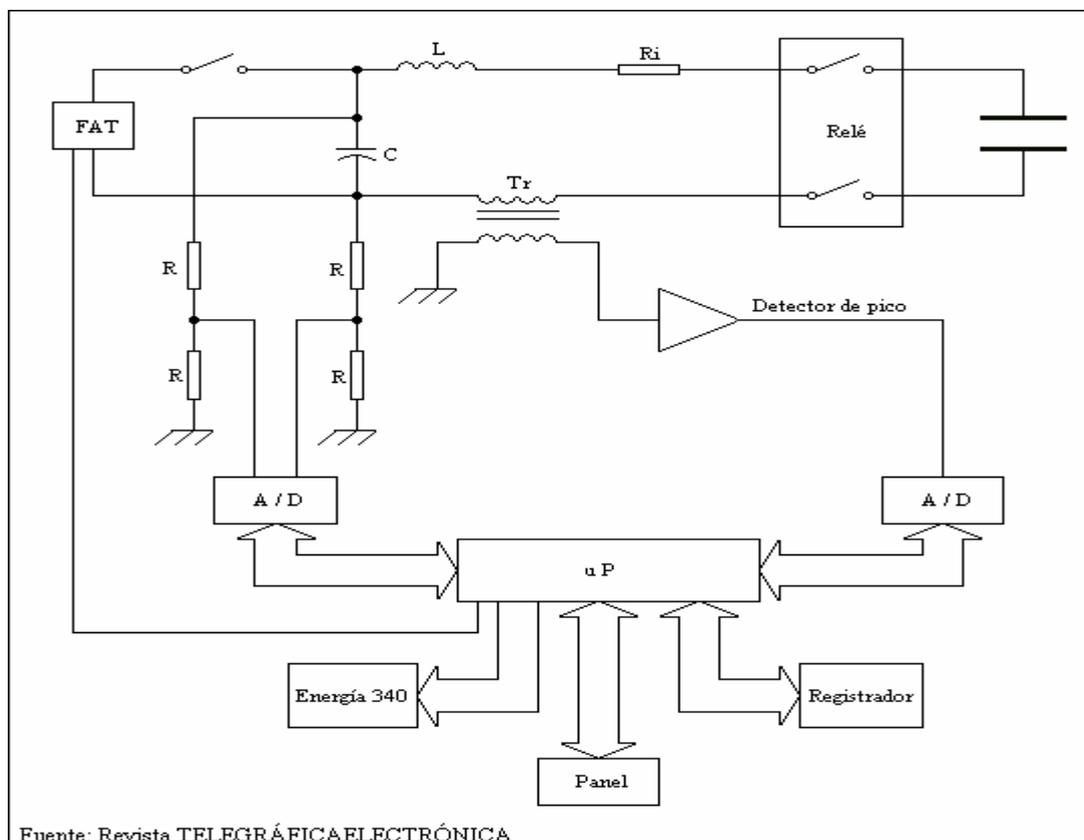
2.3.5 Defibriladores de energía controlada

Aquí se propone un defibrilador que entregue en su salida, un valor de energía igual al seleccionado, pero en un rango de impedancias de carga de 15 a 100 ohmios. Esto implicaría dos características adicionales:

1. La medición de la impedancia tratorácica antes de la descarga.
2. Actualización final de la carga en función de esa impedancia y del valor de energía que se desea.

La primera medición de ZL se realiza inyectando a través de las mismas paletas una corriente constante de bajo nivel (1 mA) a 14 khz. La actualización de la carga en el capacitor se logra por aproximación, a partir de un valor de energía teórico Ec (50) para una impedancia de 50 ohmios, al cual se prefiija al instrumento antes de iniciada la operación, este valor final Ec (ZL) será una función de la impedancia medida. El diagrama de bloque correspondiente a este defibrilador se muestra en la figura 2-12.

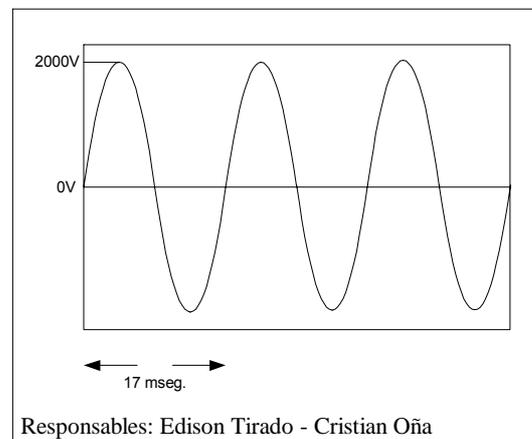
Fig. 2-12 Defibrilador de energía controlada



2.3.6 Defibriladores de corriente alterna

Como la defibrilación consiste en hacer circular un corriente de intensidad adecuada a través de los ventrículos, una solución es el uso de la red de distribución domiciliaria 110 – 220 volts, 50 – 60 hz. La descarga consiste en un tren de un número determinado de ciclos de 50 o 60 hz con tensiones entre 900 y 5000 volts (fig. 2-13). En la actualidad la defibrilación por corriente alterna ha sido abandonada por defibriladores por pulsos de breve duración (pocos mili segundos) y distintas formas de onda.

Fig. 2-13 Defibriladores de corriente alterna



2.3.7 Defibriladores cardioversores

Son los modelos más comunes actualmente en los hospitales se los puede operar de forma manual o semiautomática, permiten la aplicación de un pulso defibrilatorio sincronizado con la onda R del ECG, (figura 2-14). Generalmente el ECG esta asociado con un monitor que presenta el trazado en un display, algunos modelos incorporan una pequeña impresora para registrar la secuencia de eventos.

Fig. 2-14 Defibrilador cardioversor



2.3.8 Defibriladores cardioversores implantables (DCI)

Los defibriladores cardioversores implantables son dispositivos pequeños del tamaño de un beeper, monitorean continuamente el ritmo del corazón (fig. 2-15) mediante una mini computadora que consiste en:

- Un generador de pulso con baterías y un capacitor que envía un choque eléctrico potente al corazón.
- Un circuito lógico electrónico que le dice al DCI cuando descargarse.
- Derivaciones de electrodos colocados en el corazón, para sentir el ritmo cardiaco y liberar el choque al músculo cardiaco.

Cuando el corazón late demasiado rápido, los ventrículos no tienen suficiente tiempo para llenarse de sangre y no la bombean eficazmente al resto del cuerpo causando la muerte, es por este motivo que este equipo puede programarse para que le marque el compás al corazón, restaure su ritmo natural y evitar así la necesidad de que el dispositivo tenga que dar un choque eléctrico. El dispositivo más común en este tipo es el defibrilador automático implantable el cual lo describimos a continuación:

Fig. 2-15 Defibrilador cardioversor implantable DCI



2.3.8.1 Defibriladores cardioversores automáticos implantables (DCAI)

El defibrilador cardioversor automático implantable es un dispositivo de reciente creación y por lo general poco conocido. El defibrilador que se muestra en la figura

2-16 es similar en tamaño y forma a la de un marcapasos primitivo, esta autocontenido en una carcasa moldeada de titanio con un peso de 250 gr. Los electrodos defibriladores también son de titanio y goma siliconada, uno de estos está diseñado para ser ubicado en la vena cava superior, cerca de la juntura atrial derecha y el otro en forma de copa o de un parche rectangular se fija sobre el epicardio a la altura de ápex, sus baterías son especiales de litio de baja resistencia interna y alta densidad de energía, proveen una autonomía de monitoreo de 3 años o 100 descargas defibrilatorias. La mayoría de los DCAI lleva un registro de la actividad del corazón en el momento en que se produce un ritmo anormal y detecta la fibrilación ventricular y taquicardias ventriculares, a través del cálculo continuo de la función de densidad de probabilidad (FDP) de la onda muestreada.

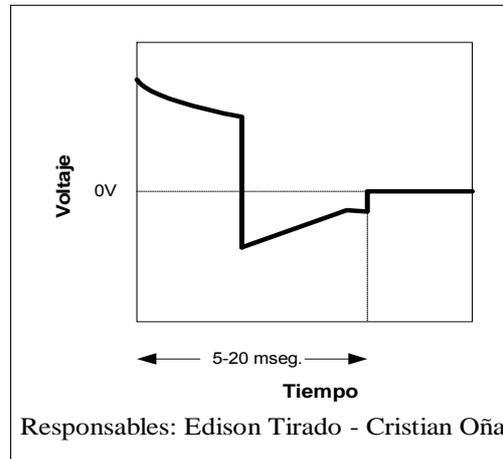
Cuando alguna de esas arritmias es detectada, el defibrilador descarga una onda exponencial truncada de 25 Joules dentro de los 15 – 20 seg. desde el comienzo de la misma. La descarga puede durar entre 3 y 8 mseg. Dependiendo de la impedancia interelectrónica, en la figura 2-16 se muestra este defibrilador el cual tiene incorporado un marcapasos por demanda y un tercer electrodo de estimulación y censado. El método utilizado para la detección de la arritmia puede basarse en el análisis de la señal electrograma recogida por el catéter sensor o de una combinación de este con la medición de otras variables como la presión intraventricular, apexcardiograma, variación del ancho de la pared ventricular, etc.

Fig. 2-16 DCAI



Tienen una forma de onda exponencial truncada (fig. 2-17) porque defibrila a menor energía, su eficacia es de 150J.

Fig. 2-17 Forma de onda DCAI

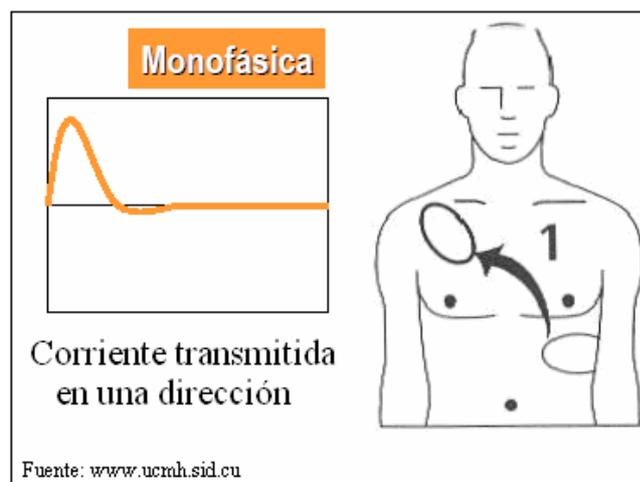


2.4 TÉCNICAS DE DEFIBRILACIÓN

2.4.1 Formas de onda para defibrilación

El flujo de corriente cambia con el tiempo durante el choque de defibrilación, cuando se dibuja sobre un gráfico, a esto se le conoce como la forma de onda. El corazón responde de manera distinta a las diferentes formas de onda, es por eso que a continuación estudiaremos las diferentes formas de onda.

Fig. 2-18 Tecnología monofásica



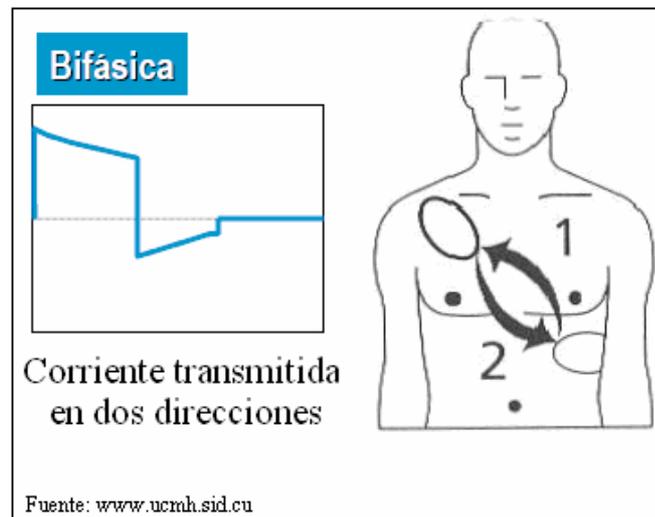
2.4.1.1 Tecnología monofásica

Un defibrilador con forma de onda monofásica (fig. 2-18) proporciona una descarga con un flujo de corriente en una sola dirección (de un electrodo o pala a él otro), parando al corazón de modo que tenga la oportunidad de reiniciarse por si mismo.

2.4.1.2 Tecnología bifásica

Los defibriladores con forma de onda bifásica incorporan un flujo de corriente de dos direcciones en la cual la corriente eléctrica primero fluye en una dirección para después revertir en la dirección contraria (fig. 2-19). Las formas de onda bifásica son más efectivas y supone menos riesgo de lesión cardiaca que las monofásicas, incluso cuando el nivel de energía del choque sea el mismo. Esta tecnología se esta convirtiendo en el nuevo estándar de los defibriladores externos, motivo por el cual la mayoría de las instituciones eligen la forma de onda monofásica cuando se va a comprar un nuevo defibrilador externo.

Fig. 2-19 Tecnología bifásica



2.4.2 Factores de éxito para la defibrilación

Factores relacionados con el paciente y operativos, pueden afectar el resultado de la defibrilación. Los factores relativos al paciente incluyen la duración de la fibrilación ventricular antes del choque, los factores operativos incluyen tiempo, posición de las palas, dosis cardiaca e impedancia tratorácica. A continuación se desarrollaran en detalle cada uno de estos factores.

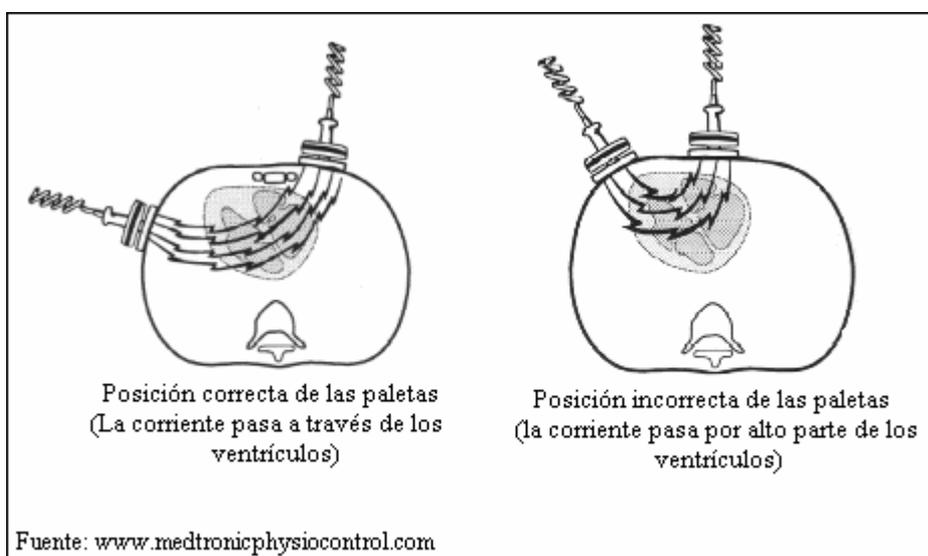
2.4.2.1 Tiempo

Es uno de los factores más importantes que afecta el éxito de la defibrilación cuanto más largo el tiempo entre el comienzo de la fibrilación y la defibrilación, tanto menor es la probabilidad de éxito (fig. 2-20). Los índices de supervivencia descienden aproximadamente de un 7 al 10 % por cada minuto que el corazón se encuentre en fibrilación ventricular. La fibrilación que se demora más de 8 min. presenta algunos riesgos, ya que es probable cierto daño neurológico y la defibrilación que se demora más de 10 min. ofrece muy baja probabilidad de supervivencia.

Fig. 2-20 Tiempo



Fig. 2-21 Posición de las palas



2.4.2.2 Posición de las palas

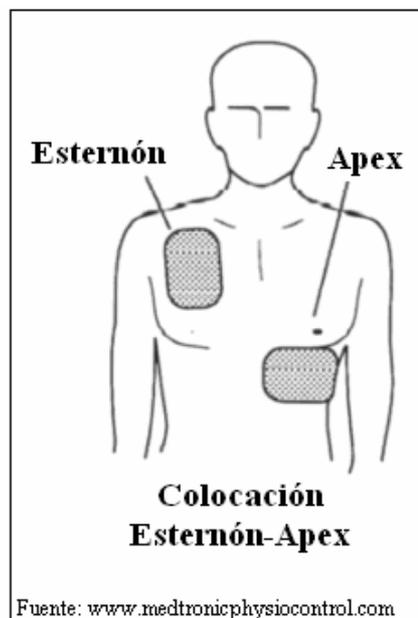
El segundo factor de éxito en la defibrilación es la posición de las palas, ya que estas deben colocarse en forma tal que el corazón (principalmente los ventrículos) este en la trayectoria de la corriente. Debido a que el hueso no es un buen conductor de electricidad, las palas no deben colocarse sobre el esternón. Fig. 2-21.

Se recomiendan dos posiciones para las palas:

- Antero lateral.
- Antero posterior.

La posición antero lateral o posición esternón – apex es la que se usa más frecuentemente puesto que la parte anterior del pecho es fácilmente accesible. La pala del esternón se coloca en la parte superior derecha del pecho del paciente, la pala del apex se coloca en la parte inferior izquierda del pecho sobre el apex del corazón. Fig. 2-22.

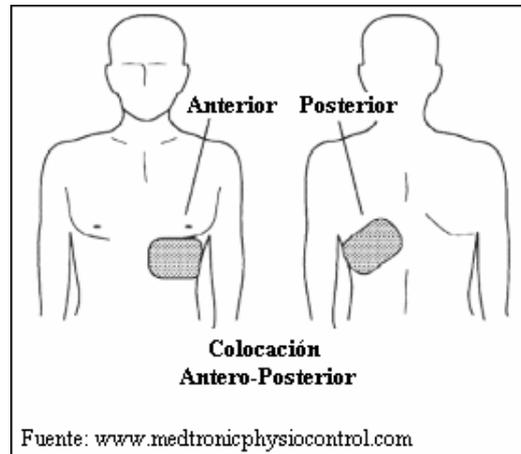
Fig. 2-22 Colocación esternón-apex



En la colocación de las palas para la posición antero posterior, la pala anterior se coloca sobre el apex del corazón justo a la izquierda del borde izquierdo del esternón y la pala posterior se coloca en el lado izquierdo de la parte posterior del pecho del

paciente, en la posición antero posterior se pueden utilizar electrodos desechables de defibrilación. (Fig. 2-23).

Fig. 2-23 Colocación antero-posterior



2.4.2.3 Tamaño de las palas

Las palas grandes reducen la resistencia al flujo de corriente, lo cual permite que más corriente llegue al corazón, a medida que aumenta el tamaño de las palas la posibilidad de éxito de la defibrilación también aumenta, mientras que la posibilidad de daño al miocardio disminuye (fig. 2-24). Por la tanto una pala grande ofrece ventajas pero desde el punto de vista práctico no deben ser tan grandes ya que pueden tocarse una con la otra, las palas para adultos deben medir de 8 a 13 cm de diámetro mientras que para los niños actualmente se fabrican palas de 4.5 cm de diámetro.

Fig. 2-24 Tamaño de las palas



2.4.2.4 Impedancia transtorácica

Para una defibrilación exitosa se requiere que pase suficiente corriente eléctrica a través del pecho para despolarizar una masa importante del miocardio, la impedancia transtorácica se mide en ohmios y es la resistencia al flujo de corriente a través del cuerpo, cuanto mayor sea esta resistencia tanto menor será el flujo de corriente (fig. 2-8). La descarga eléctrica y la impedancia transtorácica determinan la cantidad de corriente que realmente llega al corazón, aunque puede seleccionarse la descarga adecuada debe también ser seleccionada la técnica de defibrilación correcta para superar la impedancia transtorácica y maximizar la energía transmitida al paciente, la impedancia transtorácica durante la defibrilación por corriente continua en seres humanos a sido medida en el orden de los 27 a 170 ohmios. La impedancia transtorácica es afectada por muchas variables incluyendo el tamaño y la colocación de los electrodos de defibrilación, la interfase de contacto piel-pala.

2.4.2.5 Interfase piel-pala

La piel no es un buen conductor de la electricidad por lo que se necesita un medio de conducción que sirva de interfase para reducir la impedancia en la unión entre la piel y las palas, sin esta interfase, la alta impedancia puede reducir la cantidad de corriente que llegue al corazón, además la piel se puede quemar durante la defibrilación. La aplicación de gel o pasta para electrodos en las palas disminuye la impedancia en esta unión, poco gel en las palas puede aumentar la posibilidad de quemadura, mientras que el exceso de este puede permitir que la corriente eléctrica forme arco de una pala a otra. La aplicación de presión en las palas reduce aún más la impedancia transtorácica.

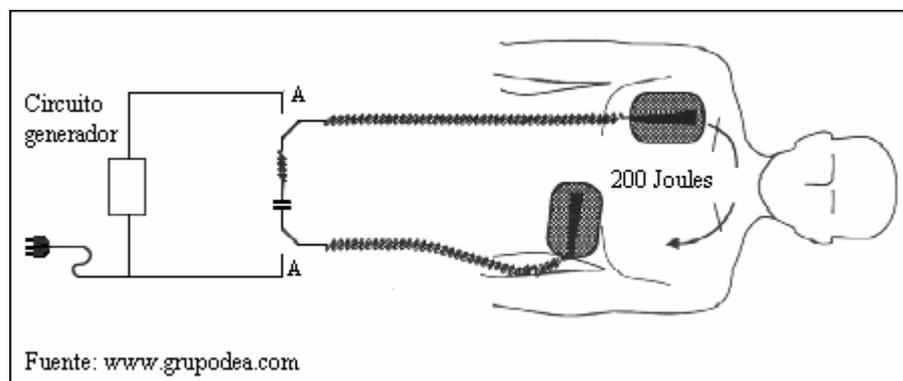
No todos los tipos de gel son apropiados para defibrilar, debe usarse únicamente gel o pasta para defibrilación, pues el gel para ecografía y otros lubricantes utilizados no son lo suficientemente conductivos. Los geles y pastas de electrodos son agentes especiales de acoplamiento que contienen sal y no deben confundirse con otro gel que pueden aumentar la impedancia transtorácica. Los electrodos desechables de defibrilación reemplazan a las palas normales y la interfase piel-pala, estos constan de una pala de metal flexible, una capa de gel y anillo adhesivo que la sujeta al pecho del paciente, tienen una impedancia más elevada y son tan seguros y efectivos como la pasta o gel de electrodo, también eliminan los problemas asociados con la

dispersión del gel y pastas, el arqueo de la corriente y deslizamientos en el pecho del paciente.

2.4.2.6 Dosis cardiaca

Se ha realizado investigaciones para determinar la dosis de energía que se requiere administrar para que la defibrilación sea exitosa, a continuación se recomiendan los siguientes niveles de energía: para el choque inicial 200 joules, si este no tiene éxito en el segundo choque debe suministrarse de 200 a 300 joules, el tercer choque y los subsiguientes deben ser de 360 joules. Si la fibrilación ventricular vuelve a ocurrir después de haberse logrado con éxito la defibrilación, debe usarse la energía que inicialmente logro la defibrilación del paciente (fig. 2-25). El peso del cuerpo no parece ser un factor de importancia pero en los niños se requiere menor descarga que la aplicada a los adultos, es decir, se recomienda una dosis de descarga dependiendo del peso: 2 joule por kilogramo para el choque inicial si este no tiene éxito se duplicará la energía para el segundo choque, para el tercer choque y los subsiguientes se duplicará la dosis una ves más.

Fig. 2-25 Dosis cardiaca



2.4.2.7 Defibrilación: riesgos de daños y disfunciones

Se sabe que niveles de corriente extremadamente alto pueden causar daño a las células del corazón y en lo que se refiere a la descarga de un defibrilador, el pico de corriente indica el nivel más alto de corriente. No se ha demostrado que las ondas monofásicas que tienen picos de corriente altas hayan causado daños en el corazón. Dado que las ondas bifásicas tienen picos de corriente más bajos el riesgo de daño en

menor en la defibrilación bifásica que en la monofásica a cualquier nivel de energía dado. Temporalmente se detectan cambios en el ECG, ritmo del corazón, contracción del músculo del corazón y la presión sanguínea durante un periodo que va desde unos segundos a unas horas después de haberse realizado una defibrilación.

2.5 DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DE UN EQUIPO GENÉRICO

La descripción funcional que se da en este punto de nuestra monografía proporcionara al lector de procedimientos de servicio y operación de un equipo genérico de defibrilación

2.5.1 Descripción física

A continuación proveemos de una breve descripción de las principales partes de un equipo de defibrilación como son la unidad para defibrilar y el cardioscopio, así como una descripción de un diagrama en bloques de la operación sistemática del equipo de defibrilación (anexo 1). En la siguiente figura se muestra la apariencia físicamente del equipo antes mencionado con algunas de sus especificaciones generales (fig. 2-26).

Fig. 2-26 Descripción física



Todo equipo defibrilador debe ser un sistema electrónico de precisión para el cuidado y supervisión de la señal ECG con su respectiva descarga directa al pulso del corazón controlando de esta manera la defibrilación. Estos equipos cuentan con un

modo sincronizado, el cual es usado para la realización de la cardioversión usando la onda P generada por el paciente como referencia.

El equipo fundamentalmente consiste en 3 partes:

- Fuente de poder.
- La unidad de registro cardioscópica.
- La unidad de defibrilación (DC).

2.5.1.1 Fuente de poder, operación en AC ó DC

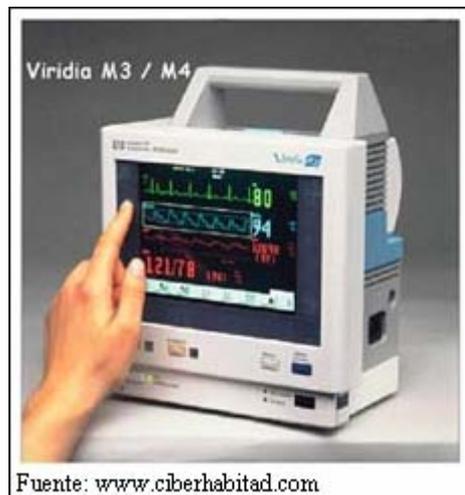
Para operar el instrumento, este consta de un cordón de poder de 3 pines incluido la tierra el cual se conectará a la línea de poder (AC). Para operar el instrumento con una batería se desconectará el cordón de alimentación (AC). Al encender se observará el botón indicador del nivel de la batería. Cuando el instrumento es conectado a la línea AC la batería interna estará cargándose, una carga completa podría darse en 16 horas.

Cada una de estas unidades es operada con una línea principal de alimentación a la entrada (AC), o por una batería de poder interna, estas son recargadas cuando las unidades son conectadas a la línea de poder (AC), su recarga se estima que se encuentra completa al cabo de algunas horas (8h), esto por lo general se da cuando la batería esta completamente descargada. La circuiteria que utilizan estos equipos es de estado sólido y de temperatura estable por lo que se vuelven altamente confiables el momento de su utilización. Es por esta razón que su uso es recomendado para el ambiente hospitalario, no se lo debe utilizar en atmósferas potencialmente explosivas. La unidad de grabado cardioscópico proporciona una continua exhibición del ECG permitiendo también al usuario obtener una copia de este mediante el grabador, también entrega el cálculo y visualización del ritmo cardiaco(opcional) de las señales detectadas a través de las paletas o de electrodos aplicados externamente al paciente. El equipo proporciona los medios para entregar un voltaje DC monofásico controlado y de esta manera defibrilar el corazón de los pacientes a través de descargas de energía que van desde los 5 joules hasta los 360 joules.

2.5.1.2 Unidad de registro Cardioscópica

Cuando se trata de equipo médico lo primordial es que los controles estén claramente visibles y tengan un fácil acceso. La localización de esta unidad se ilustra en la figura 2-27. El paciente genera la forma de onda ECG, esta es mostrada en el cardioscopio, el cual es un dispositivo que está diseñado para la recuperación rápida de los signos vitales, esta documentación tiene una demora de 5 seg. del tiempo real una memoria es utilizada para supervisar un evento particular en el paciente mientras duran los 5 segundos de la recuperación de los signos, trabaja junto a una red eléctrica y traza barridos de 25 mm/seg. Cuando se está monitoreando la forma de onda ECG a través del cable paciente, la entrada está completamente protegida de niveles de alto voltaje y rechazo de interferencia de frecuencias de radio. Tienen un tono tipo “beeper, con un control de volumen ajustable para cuando se registra la sístole y no pueda mirarse en el cardioscopio-registrador. Tienen características adicionales las cuales son presentadas a continuación: switch de calibración del rendimiento el cual provee un test de la señal, ajustable dimensionamiento del ECG, tienen un indicador del actual nivel de voltaje de la batería y un switch FREEZE que sirve para congelar momentáneamente la señal ECG en la pantalla del cardioscopio.

Fig. 2-27 Unidad de registro cardioscópica



2.5.1.2.1 Instrucciones Operativas del Cardioscopio

A continuación se detalla cada una de las instrucciones operativas de esta unidad:

- Conectar el cable del paciente al instrumento.
- Sujetar el cable al paciente.

- Girar el switch a la posición ECG.
- Ajustar el control de tamaño del ECG para visualizar la onda ECG generada por el paciente en el cardioscopio.
- Ajustar el control de volumen QRS deseado.

2.5.1.2.2 Diagramas en bloques del cardioscopio

El anexo 2 muestra una vista general de las funciones de esta unidad. El diagrama muestra los circuitos funcionales del cardioscopio, encontramos aquí 6 bloques de referencia que son los siguientes: 1. Preamplificador, 2. Procesador Sístole, 3. No-Fade, 4. Registrador, 5. Visualizador, y 6. Fuente de poder y deflexión.

1. **Preamplificador:** Esta sección recibe la señal ECG desde tres cables conectados directamente al pecho del paciente, provee una preamplificación aislada de la señal, rechaza el ruido de modo común, también rechaza frecuencias tanto de la línea de poder como las de DC y provee también aislamiento eléctrico entre la señal entrante y la señal procesada.

El circuito en bloques de esta sección se muestra en el anexo 3.

- A. **Amplificación:** las entradas están dirigidas hacia dos operacionales, conectadas a través de resistencias, formando un amplificador diferencial con un alto rechazo al modo común con una ganancia de aproximadamente 10. Esta etapa provee una alta impedancia de entrada y una baja impedancia de salida para la siguiente etapa. Los buffer de salida esta sumado y promediado por dos resistencias. El resultado es utilizado para invertir la entrada de un operacional. Después de la primera etapa de amplificación, la señal ECG es aplicada al amplificador diferencial. Estas 3 etapas proveen ganancia nominal en AC de 500, el rechazo al modo común es especialmente alto a consecuencia de los amplificadores operacionales.

- B. **Rechazo en DC:** Para aumentar la sensibilidad del gel y mejorar el rechazo en (DC) en las paletas la banda de pasa bajo del amplificador es levantada de 0.36 Hz a 1 Hz.

- C. Filtro NOTCH:** la siguiente etapa es la activación del filtro notch para rechazar componentes de frecuencia (50 a 60 Hz) de la línea de poder. Este circuito emplea amplificadores operacionales. En el filtro la múltiple retroalimentación de los circuitos produce el corte de la banda de rechazo a 60 Hz.
- D. Transformador aislado:** para proteger la señal ECG del equipamiento de poder, la salida preamplificada es pasada a través de un transformador de aislamiento. El transformador es inefectivo con las señales ECG por lo que la señal es primeramente modulada sobre una frecuencia portadora mucho más alta. La portadora es de 20 Khz. y de onda cuadrada, generada en la fuente de poder principal y conducida hacia el primario del transformador y a la entrada de un transistor. Esta onda de 20 Khz. es aplicada a la base de un transistor, ambos transistores conducen durante el inicio del ciclo negativo de la onda de 20 Khz. Un capacitor es el encargado de remover los componentes de los 20 Khz mientras la señal ECG es detectada para ser amplificada.
- E. Fuente de poder aislada:** los 20 Khz a la salida del transformador funciona como una entrada aislada para el preamplificador. El lado opuesto del transformador, el secundario oscila positivamente con respecto a tierra, estos son conectados alternamente a través de dos diodos que proporcionan +15V, alternamente dos diodos proveen -15V.
- F. Inhabilitación del sincronizador:** un cuarto grupo esta comandado por el switch ECG lead select, sirve como inhabilitación del sincronizador que deshabilita la sincronización del cardioversor en el uso de paletas. Este circuito de deshabilitación sincronizada consiste de un opto-aislador y de un transistor mosfet.
- G. Contador de nivel de energía:** el panel delantero tiene un indicador del nivel de energía, el cual condiciona el uso de la batería. Dos resistencias y un diodo conectan la batería del monitor a este contador permitiendo que 0.5 mA fluyan por el contador cuando el nivel de la batería es crítico.

- 2. Procesador Sístole:** Proporciona la amplificación final al ECG así como calibración, control del tamaño de la señal y presentación del registro. También detecta una porción de la onda-R del ECG en cada evento sucesivo de la sístole, genera cardioversion sincronizada del pulso para el uso del defibrilador, produce también el sonido característico de la sístole.

El anexo 4 muestra el diagrama de bloque general del procesador sístole.

A continuación se describen las etapas del procesador sístole:

- A. Amplificador pasa banda de entrada:** la señal preamplificada proveniente del ECG es aplicada a un amplificador operacional a través de un filtro pasa banda con frecuencias de corte, las frecuencias por debajo de 0.02 Hz son bloqueadas para estabilizar el voltaje DC; las frecuencias por encima de los 800 Hz son eliminadas y de esta forma eliminar el ruido proveniente de la etapa de preamplificación. La ganancia del amplificador operacional que es aproximadamente 2 es ajustable para proveer una ganancia total de aproximadamente 1000 de la señal entrante, esta señal (1V/mV) sirve de alimentación a la salida del ECG.
- B. Ganancia del amplificador de mando:** el tamaño del ECG se lo controla desde el panel frontal mediante un potenciómetro, en esta sección es utilizado otro amplificador operacional que es conectado como un amplificador de transconductancia cuya corriente de salida se da en miliamperios.
- C. Detector de onda “R”:** la detección de la onda R involucra: filtración, diferenciación, detección de la magnitud dependiente, y duración de la detección. La función de filtrado involucra la utilización de amplificadores operacionales, estos proveen una banda de paso de 6 a 18 Hz., pasando solamente los principales componentes de las armónicas de la onda R, la diferenciación de la banda de paso ocurre en un tercer operacional con respectivos componentes básicos para censar la inclinación de la onda, se utiliza un condensador de paso para rechazar los armónicos de baja frecuencia debida a la

diferenciación y también para rechazar las altas frecuencias típicamente causadas por ruidos no deseados.

Otro amplificador operacional es el encargado de detectar la subida de la onda “R”, es decir, que cuando esta subida tiene una magnitud suficiente la resistencia de salida de este operacional carga un condensador para que otro comparador cambie de estado señalando que la onda “R” ha sido descubierta.

D. Generador de pulsos: el generador de pulsos consiste en un cristal controlador principal que maneja una secuencia de 24 bits, esta secuencia genera una serie de pulsos para cada onda “R” detectada.

3. No-Fade: el NO-FADE (anexo 5) consiste en un conversor A/D, una memoria digital y 2 conversores D/A. El corazón de este circuito es una memoria RAM CMOS digital de 1024 x 9 en forma de anillo. A continuación se describen las etapas del diagrama de bloque de No-Fade.

A. Conversor A/D: este convierte datos binarios de él contador ADC en forma analógica. Este voltaje analógico filtrado por un condensador es comparado con la forma de onda ECG proveniente de un comparador.

B. Generador de diente de sierra: la salida de un flip-flop es integrada por un operacional produciendo de esta forma la onda triangular, esta onda de diente de sierra produce rampas desde 2.5V a -2.5V cada cuarto barrido del contador ADC, esta forma de onda forma el barrido horizontal de izquierda a derecha para el CRT.

C. Conversor D/A: el anillo realiza un barrido de lectura continuamente desde la RAM por un amplificador operacional, ésta información es alimentada directamente desde otro amplificador operacional, un conversor D/A de 8 bits reconstruye la forma de onda.

D. Marcador de sincronismo: si una marca de la sincronización ha sido generada por el procesador sístole durante el complejo de onda QRS.

4. **Etapa del registrador:** el anexo 6 muestra las etapas del registrador el cual contiene el circuito de control para el calentamiento de la pluma, la deflexión de la pluma y el manejo del papel. La señal ECG es aplicada directamente a una entrada no inversora de un operacional, la salida esta controlada por un diodo zener que limita el voltaje en $\pm 5.7V$, de esta manera se previene que la velocidad del motor de la aguja no disminuya, limitando así el viaje de la pluma a 40 mm entre cresta y cresta.

5. **Etapa para la fuente de poder:** la fuente de poder suministra +5V, +12V y -12V para el cardioscopio y la amplificación de la deflexión de las señales de el CRT (horizontal y vertical). La etapa de alto voltaje se encuentra separado de la de bajo voltaje.
 - A. **Suministro de bajo voltaje:** los +12V regulados son generados a través de reguladores de paso. Estos +12V son usados para encender el circuito de manejo del conversor, el preamplificador “chopper” y el alto voltaje.

 - B. **Suministro de alto voltaje:** la etapa de alto voltaje genera +9KV DC para el ánodo del CRT y +400V DC para el cañón del CRT.

6. **Control de poder del cardioscopio:** los +17V de poder del cardioscopio son obtenidos del PCB, cargador localizado en el defibrilador, estos +17V fluyen a través de la tarjeta del defibrilador y es switchada desde el panel. Entonces este swecheo hace que los +17V fluyan desde el defibrilador hacia el monitor.

Fig. 2-28 Unidad de defibrilación



2.5.1.3 Unidad de defibrilación

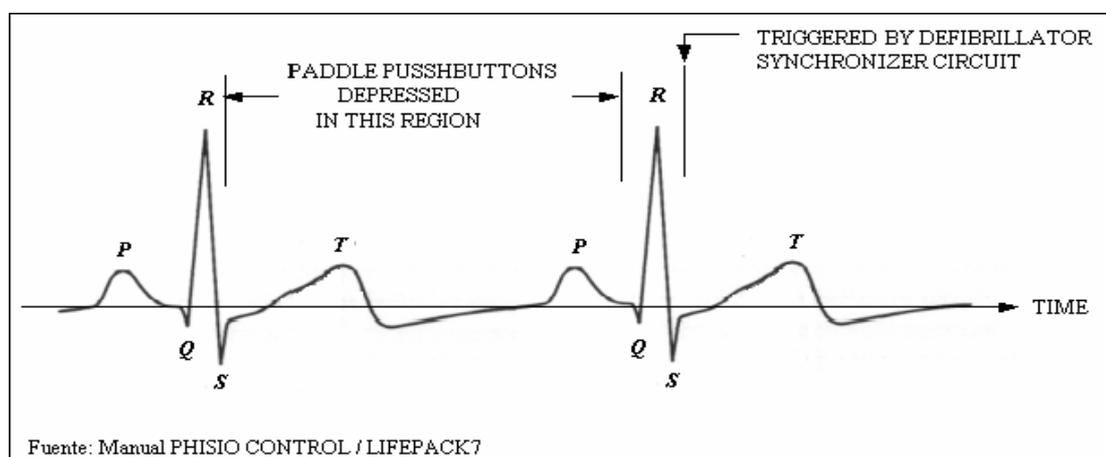
La unidad de defibrilación proporciona los medios necesarios para entregar una descarga monofásica DC controlada para defibrilar un corazón en fibrilación con energías que van desde los 5 a 360 Joules mediante las paletas de la unidad.(fig 2.28)

Toda unidad de defibrilación debe incluir las siguientes características:

- Un indicador del estado de la carga almacenada en el capacitor.
- Un indicador del nivel de la batería.
- Un indicador de batería recargada.
- Un indicador de carga de prueba que se encenderá si 180 o más Joules son entregados a la carga de prueba.
- Una batería recargable.

La carga almacenada en el capacitor, es la fuente de alto voltaje para defibrilar el pulso, un switch desconecta el capacitor del circuito de carga, el pulso resultante es descargado directamente al pecho del paciente por medio de las paletas. La energía del defibrilador puede ser ajustada en nueve posiciones discretas desde los 5 hasta los 360 joules. El instrumento es capaz de cargar los 360 joules en menos de 10 seg. a una temperatura de 25 °C, en otras condiciones la hace en 12 seg. Estas unidades de defibrilación además tiene la característica de cardioversión sincronizada. La función de este circuito es la de proveer un pulso de disparo sincronizado. Este disparo causa la entrega del pulso de defibrilación en un punto, 20 mseg. después del pulso inicial para revertir la fibrilación u otras arritmias.

Fig. 2-29 Señal QRS



Como se muestra en la figura 2-29, la unidad de defibrilación censa la onda “R” como la inicialización de la señal, el pulso defibrilatorio es entregado en el momento que una porción de la onda “T” es vulnerable y puede causar una fibrilación ventricular.

A continuación se proporcionan unas breves instrucciones operativas del defibrilador cardíaco, estas son las siguientes:

- Este instrumento debe ser utilizado por personal autorizado únicamente.
- El equipo no debe ser usado en presencia de agentes inflamables o anestésicos.
- Limpiar el área de contacto en el paciente antes de defibrilar.
- Mantener las paletas limpias.
- No operar el defibrilador en presencia de altos campos energéticos.
- Presionando power1, este switch se iluminara por lo que se ha seleccionado el modo defibrilador.
- Seleccionar el nivel de energía que se entregara.
- Oprimir y soltar el interruptor de carga en el tablero principal.
- Aplicar gel conductivo a las paletas.
- Colocar las paletas firmemente sobre el pecho del paciente.
- El defibrilador estará listo para disparar cuando el indicador de carga detenga su destello.

A continuación se proporcionan unas breves instrucciones operativas de la cardioversión sincronizada, estas son las siguientes:

- Presionar el switch SYNC para activar el modo sincronizado, al hacerlo este se encenderá indicando que se a activado el modo.
- Ajustar el control de tamaño del ECG hasta que ocurra la onda “R” en el cardioscopio, el switch SYNC podría destellar al igual que el sonido de la sístole, en este caso sería necesario mover los electrodos para colocar nuevamente el gel y obtener una señal con suficiente amplitud.
- Oprimir el botón de selección de energía para clasificar el nivel de energía que será utilizado.

- Para descargar esta energía presionar el botón de descarga y sostenerlo hasta que el defibrilador dispare en la siguiente onda “R”.

2.5.2 Descripción general del circuito de defibrilación

Los siguientes párrafos proveen la descripción del circuito de defibrilación.

La función primaria del bloque de defibrilación es la de convertir +12V de entrada en alto voltaje (pulsos a DC) y para controlar la aplicación de esta corriente, almacenada en un capacitor del defibrilador. Aquí se incluirán pasos de encendido y apagado (on-off) provisión de suministro de energía, controles de inicialización y el mando activo, en este último se tratarán temas como: almacenamiento de energía en el capacitor, alto voltaje pulsante, selección del nivel de energía almacenada, descarga de la energía almacenada no deseada, desconexión de circuitos que supervisan el ECG, defibrilación ó cardioversion sincronizada, estado del display y control de la carga almacenada al paciente, en el anexo 7 se muestra el diagrama en bloque de las diferentes etapas del defibrilador.

- A. Mando encendido/apagado:** los +12V para encender el defibrilador son obtenidos desde el bloque de carga en el defibrilador y controlados a través de fusibles de protección.
- B. Suministro del voltaje:** el voltaje para control e indicador de carga DC, son suministrados desde el defibrilador, los +12V para el circuito de control es derivada del filtro pasa-bajo. La protección contra transientes de alto voltaje es provista por diodos zener, el suministro de +5V es derivada desde la aplicación de 12V.
- C. Inicialización del control:** las funciones de control están en la tarjeta central comandada por microchips, la etapa principal es un oscilador y un slip-flop cuyo estado corresponde para los dos modos seleccionados: cardioversión sincronizada o defibrilación.
- D. Activación del control:** después que el switch on/off ha ido a su posición de alto, la alta energía almacenada en el capacitor puede descargarse. El

transformador provee el suministro de la alta energía a través del circuito de carga del capacitor, cuando se hace uso de las paletas se activa el switch el circuito se cierra hacia el paciente y por consiguiente se da la descarga del capacitor hacia el paciente.

E. Descarga para la defibrilación: cuando la cantidad de energía seleccionada se ha cargado, el operador puede operar el modo de esta descarga al paciente. Oprimiendo los dos botones de descarga simultáneamente las paletas internas o externas descargan energía al paciente.

F. Nivel de energía de carga: si el operador selecciona un nuevo nivel de energía mientras el capacitor se esta cargando, esta se cargara después de que el nivel anterior de energía sea cargado.

2.5.3 Circuito de recarga

El circuito de recarga (anexo 8) realiza 3 funciones: conversión del voltaje de la línea (AC) en corriente directa (DC) para las aplicaciones como el defibrilador y el monitor, la batería del defibrilador queda como una alternativa de funcionamiento automática cuando se carezca de voltaje de la línea (AC). El anexo 8 muestra las configuraciones básicas (229V AC y 240V AC) que son descritas a continuación.

- La conversión AC involucra la rectificación a 320V DC (para 240V AC), 345V AC (para 240V AC) ó 155V DC (para 117V AC), este voltaje se usa para generar una onda cuadrada de 25 Khz. y una rectificación a 12V DC y 17V DC para el defibrilador y el monitor respectivamente.
- Dos transistores y 1 transformador son los principales elementos de este oscilador de onda cuadrada, los transistores conducen alternativamente para producir a la salida del transformador la onda de 19 a 25 KHz.

2.5.4 Bloque para la prueba de carga

El bloque para la prueba de carga esta diseñado para encender un indicador cuando 200 joules son descargados a través de la carga. El indicador podría no iluminarse cuando 100 joules son descargados. Este test chequea que la carga guardada en el

defibrilador (se puede setear en 200 ó 700 joules) sean aproximadamente correctos (anexo 9).

2.5.5 Contador de energía

El contador de energía consiste de 10 leds los cuales son controlados por amplificadores operacionales (comparadores). Estos leds están posicionados para corresponder el nivel de carga del defibrilador. El correcto led indicador es seleccionado por comparación de almacenamiento del voltaje del capacitor como una referencia para el indicador. Típicamente cada led indicador es controlado por 2 comparadores, estos permiten una indicación entre el valor alto y bajo de cada energía seteada, cuando la energía disponible excede el valor más alto de el instrumento (360 joules +15%) entonces el led de sobrevoltaje se enciende hasta que el sobrevoltaje se reduzca al rango de 360 joules.

2.5.6 Batería interna

Las características que tiene el níquel-cadmio hacen que la batería reciba beneficios para las aplicaciones del defibrilador y la rentabilidad sea alta y que tenga una larga duración. Esta es superior en mecánica y durabilidad eléctrica y es capaz de realizar varios miles de ciclos de carga y descargas. La batería de níquel-cadmio puede ser guardada en un estado de descarga para varios años con una mínima degradación, con un buen reacondicionamiento cuando se tenga que hacer uso nuevamente para los ciclos de carga y descarga.

2.6 CONCLUSIONES

En el presente capítulo se ha intentado dar una visión general acerca de los Defibriladores es así que se ha empezado por una reseña histórica, en donde se hace énfasis en el ¿porqué se creó?, ¿cuando se lo inventó?, ¿cuando se lo empezó a crear?, etc. A continuación se trataron los diferentes tipos de defibriladores, se empezó por uno de los más sencillos y utilizado como es el defibrilador de carga capacitiva y terminando con los de última generación como son los defibriladores cardioversores implantables automáticos, en cada uno de ellos lo que se ha intentado hacer es dar una idea de cómo funciona y como están estructurados, una vez descritos los diferentes tipos se describió las técnicas para defibrilar en donde se hace alusión a procedimientos y pasos que se debe tener muy en cuenta antes, durante y después de una descarga desfibrilatoria en un paciente. Como último punto se ha dado una visión general de cada una de las etapas, tanto descriptiva como técnica de un equipo genérico para defibrilar.

CAPITULO III

MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO

3.1 INTRODUCCIÓN

Hoy en día todo establecimiento debe tener la política general del mejoramiento del nivel de salud para sus pacientes, es por eso que un servicio de conservación y mantenimiento (Preventivo y Correctivo) se debe brindar a todas sus instalaciones físicas y en especial a sus equipos médicos, especialmente por el ahorro significativo que esto involucra. Un mantenimiento preventivo es un procedimiento periódico que se realiza en los equipos para minimizar el riesgo de fallo y así asegurar su continua operación, logrando de esta manera extender su vida útil. Esto incluye limpieza, ajuste y reemplazo de ciertas partes vulnerables, aumentando la seguridad del equipo y reduciendo la probabilidad de fallas mayores, no se debe excluir el mantenimiento diario que indique el respectivo manual de servicio a realizar el operador del equipo. El realizar este mantenimiento trae muchos beneficios por algún periodo de tiempo. El mantenimiento correctivo, reparación, test y calibración de un equipo únicamente podrá realizarlo personal calificado y bajo los parámetros que en el manual se indiquen.

3.2 PRUEBAS FUNCIONALES

Una rutina de comprobación aumenta la posibilidad de que el equipo (defibrilador) funcione correctamente en una emergencia, dependiendo de las condiciones de uso, el mantenimiento que de él personal de ingeniería al equipo puede ser diario, semanal, mensual, cada tres ó seis meses. El personal técnico deberá realizar a cabo regularmente una prueba de carga-descarga en una carga artificial, en algunos casos se realizará este procedimiento en cada turno y de esta manera el operador se mantendrá familiarizado con la unidad, en el anexo 10 se muestra la prueba de funcionamiento del defibrilador.

Existen varios métodos para comprobar el funcionamiento del defibrilador. Deben controlarse y verificarse los controles e indicadores. Las descargas al aire y el cortocircuito de las palas no se las puede recomendar como métodos de prueba ya que son procedimientos potencialmente peligrosos para el operador y pueden incluso dañar al equipo.

Los defibriladores deben comprobarse con un instrumento de comprobación. Existen varias clases de estos instrumentos los cuales serán descritos a continuación:

1. Un instrumento sencillo de comprobación puede tener planchas o contactos de metal y una luz de descarga. Las palas se colocan firmemente en las planchas y a continuación se cargan y se descargan. Este método no indica al operador cuanta energía se descarga, pero es seguro y confirma que los circuitos del defibrilador están intactos.
2. Algunos instrumentos de comprobación actúan como indicadores básicos de la energía transmitida, el procedimiento es el mismo al anterior, pero una luz se iluminará cuando se descarga solamente cierto nivel mínimo de energía.
3. Los instrumentos de comprobación más avanzados indican energía transmitida, por lo que es el método de comprobación más aceptado, pero es también el más costoso. Algunos defibriladores cuentan con estos verificadores internamente.

3.2.1 Revisión de la batería

Actualmente los defibriladores utilizan dos clases de baterías: Acido Plomo selladas y Níquel-Cadmio, cada una tiene distintas características de funcionamiento y requieren manejos distintos. Estas dos clases de baterías son afectadas por temperaturas extremas durante su operación, carga o almacenamiento. La batería debe mantenerse a una temperatura ambiente (25 °C) o cerca de la misma, esto ayudará a extender la vida útil de la batería. Aún en las mejores condiciones, las baterías se desgastan por el deterioro gradual del electrolito, los electrodos y otros componentes de la batería, dando como resultado condiciones como: tiempo de carga

lento, rápida pérdida de la capacidad de descarga y corrosión debido al escape del electrolito, es por este motivo que deben reemplazarse cuando su vida útil ha terminado.

3.3 PROCEDIMIENTOS DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO

El equipo de reanimación debe recibir mantenimiento para estar siempre listo y poder usarse inmediatamente. Las siguientes verificaciones se deben llevar a cabo para asegurar que el equipo funcione correctamente.

3.3.1 Mantenimiento preventivo

El mantenimiento preventivo debe apoyar y propiciar las condiciones de calidad del equipo, es por eso que todo ambiente hospitalario debe conocer los beneficios que produce el mantenimiento especialmente con el ahorro que este significa, entre los beneficios que se pueden obtener se cuentan:

- a. Prevención de fallas en el equipo, con lo que se evita paros y gastos imprevistos.
- b. Reducción de reemplazo del equipo durante su vida útil.
- c. Reducción de la cantidad de repuestos de reserva.
- d. El buen estado de los equipos durante su vida útil.

Las rutinas propuestas a continuación constituyen una guía de los pasos necesarios para el mantenimiento preventivo para lograr un buen funcionamiento del equipo antes, durante y después de su utilización.

3.3.1.1 Inspección general

Durante la inspección lo primordial es cerciorarse que la unidad este limpia y no existan derrames de líquidos en su superficie, las palas deben estar limpias y no tener gel electrolítico ni otros contaminantes. Los cables, cordones y contactos deben estar en buenas condiciones y no tener cortadas o desgastes. Todos los artículos desechables deben estar en buenas condiciones (gel para electrodos, electrodos de monitorización, papel para el registrador, alcohol, etc.). La unidad debe tener

instalada una batería completamente cargada, adicionalmente cerciorarse de tener una batería de repuesto igualmente completamente cargada. Todas estas actividades podrían conllevar de ser necesario, la puesta en funcionamiento del equipo, ó de una parte de este, para comprobar que todo el equipo este funcionando.

3.3.1.1.1 Inspección de las condiciones ambientales en las que se encuentra el equipo

Observar las condiciones del ambiente en las que se encuentra el equipo ya sea en funcionamiento o sin funcionar. Se recomienda evaluar los siguientes aspectos: humedad, exposición a vibraciones mecánicas, presencia de polvo y temperatura.

- a. Humedad: la humedad del ambiente en la que va a trabajar el equipo, no debe ser mayor a la que especifica su fabricante. Si no se cuenta con esta información se puede evaluar por sus efectos, por ejemplo oxidación de la carcasa, levantamiento de pintura del equipo.
- b. Vibraciones mecánicas: las vibraciones mecánicas pueden ser causa de falta de calibración de algunos equipos por lo que se necesitará fijarlos para que de esta manera no afecten al defibrilador si se esta trabajando en un ambiente hospitalario.
- c. Polvo: todo equipo se ve afectado en su funcionamiento en la duración de su vida útil por la presencia de polvo en su sistema, se tiene que revisar si hay una presencia excesiva de polvo alrededor del equipo o en el equipo mismo.
- d. Temperatura: la luz solar directa o la temperatura excesiva pueden dañar el equipo o alterar su funcionamiento. Verificar siempre cual es la temperatura permitida por el fabricante, si este dato no es disponible evite exponer el equipo directamente al sol.

3.3.1.2 Limpieza

El equipo en general y sus accesorios deben contar con una adecuada limpieza para lo cual se incluye las siguientes soluciones para la respectiva limpieza:

- a. Alcohol isopropilo al 90% (este no se debe usar en el adaptador ni en el cable para el paciente).
- b. Agua y jabón.
- c. Blanqueador con cloro

La limpieza del dispositivo, de las palas y de los cables se lo debe realizar con un paño suave y húmedo y con los agentes detergentes mencionados anteriormente. Las piezas del registrador solo se deben limpiar con un paño suave y húmedo, no sumergir en agua ninguna parte del dispositivo incluyendo las palas, no usar cetonas (acetona, etc.), no usar abrasivos (toallas de papel) sobre la pantalla de la unidad, no esterilizar el dispositivo. Se deben limpiar las palas de defibrilación después de cada uso, sin excepción alguna. La acumulación de gel interfiere con la monitorización del ECG.

3.3.1.3 Formato para mantenimiento preventivo

A continuación se ha diseñado una hoja de control de las rutinas y pasos de mantenimiento que se realizarán en el equipo, aquí se detallarán cada una de sus partes por las cuales esta constituida la hoja:

- a. Encabezado: Es utilizado para información del equipo médico.
Encabezado para el equipo médico
 1. Nombre del centro médico.
 2. Marca del equipo.
 3. Modelo del equipo.
 4. Numero de serie.
 5. Área de Servicio en que se encuentra (quirófano, ambulancia, etc.).
 6. Ambiente.
 7. Número de inventario técnico.

- b. Registro de pasos de rutina
Contiene lo siguiente:
 1. Frecuencia con la que se ejecutará la rutina.
 2. Pasos de la rutina para el mantenimiento preventivo.

3. Casillas que deben ser marcadas cada vez que se ejecuta cada paso de la rutina (cada paso contiene varias casillas).

c. Registro de datos

Se deberá incluir la siguiente información:

1. Fecha de realización del mantenimiento.
2. Código del Ingeniero (CIEELA).
3. Firma del Ingeniero.
4. Tiempo de ejecución, este comprende desde el momento en que inicia la rutina hasta que termina de ejecutarse la misma.

d. Material

La rutina tendrá incorporado una lista de materiales gastables, repuestos, herramientas y equipos, mínimos que el técnico necesitará para realizarla.

e. Observaciones.

La hoja de rutina que se muestra en el anexo 11, incluye un espacio para que cada vez que se ejecute la rutina se escriban las observaciones pertinentes sobre el estado y funcionamiento del equipo.

3.3.1.4 Rutina de mantenimiento preventivo

El cuidado que debe tener el equipo para su correcto funcionamiento dependerá de esta rutina de mantenimiento. Por esta razón se ha estimado conveniente describir cada uno de los pasos que constituirán este formato.

1. Obtener la hoja para ejecutar la rutina de mantenimiento correspondiente.
2. Preparar el equipo, repuestos y herramientas necesarias para realizar el mantenimiento.
3. Llenar el encabezado del formato.
4. Hablar con el operador para detectar posibles fallas en el funcionamiento del equipo.
5. Ejecutar una prueba de funcionamiento junto con el operador.

6. Realizar paso a paso la rutina de mantenimiento indicada en el anexo 11, si existe algo inusual o que merezca anotarse, registrarlo en las observaciones.
7. Si el problema indicado por el operador no ha sido corregido, este deberá ser anotado en las observaciones para programar un mantenimiento correctivo.
8. Archivar la hoja con la firma correspondiente de aceptación del encargado.

Este proceso se muestra en forma más detallada en el flujograma del anexo 12.

3.3.1.5 Prueba de seguridad eléctrica

En la hoja que se muestra en el anexo 13, se incluye la rutina para realizar pruebas de seguridad eléctrica. Cada paso incluye el valor permitido según la norma IEC 601.1. Si el equipo evaluado no cumple con los requisitos establecidos, estas novedades deberán ser registradas en el espacio de observaciones para su respectiva inspección.

3.3.1.6 Prueba del defibrilador

Al pulsar el botón ANALIZAR en el equipo, cerciorarse que la unidad se cargue a 30 julios, una vez que se haya cargado cerciorarse que el botón SHOCK se encienda, a continuación pulse y mantenga pulsado el botón shock. El mensaje PRUEBA OK aparecerá brevemente en la pantalla y se imprimirá en la tira del registrador, estos mensajes indican que la unidad administró la energía dentro de las especificaciones. Si aparece el mensaje PRUEBA FALLIDA se recomienda comunicarse con el personal técnico adecuado. Conectar el cable multifunción al simulador de ECG, fije el simulador en VF y cerciorarse que en 30 seg. aparezca y se escuche el mensaje “EXAMINE PACIENTE”, luego pulsando el botón analizar cerciorarse que la unidad se cargue a 200 J (no bifásico) o 120 J (bifásico), una vez que se haya cargado la unidad, el botón SHOCK debe encenderse y aparecer y escuchar el mensaje “PULSE SHOCK” a continuación pulse y mantenga pulsado el botón SHOCK y tiene que cerciorarse que la unidad se descargue.

3.3.1.7 Verificación del registrador

Al pulsar el botón REGISTRADOR en el equipo, este funcionará hasta que se vuelva a pulsar el mismo botón, inspeccionar la forma de onda del registrador para cerciorarse de su uniformidad y grado de oscuridad. Si aparece el mensaje “BATERÍA BAJA” durante las pruebas, esta se deberá retirar y cargar. El dispositivo

no prueba la batería para detectar si está cargada adecuadamente para un amplio funcionamiento de la capacidad de la unidad. Esto solo se puede definir probando la batería con el cargador de batería.

3.3.2 Mantenimiento correctivo

A continuación se da una guía para resolución de problemas tanto para el personal técnico como para el personal médico, aquí se ofrecen respuestas ha muchas de las preguntas y problemas más comunes que pueden presentarse en este equipo médico.

3.3.2.1 Resolución de problemas para personal médico

a. Monitor

- 1.** Cuando la unidad no se enciende o se apaga inesperadamente se recomienda:
 - Cerciorarse que la batería este instalada correctamente.
 - Verificar que la unidad este conectada a la toma de energía CA.
 - Cambiar la batería por una completamente cargada.

- 2.** Mensaje “DERIV ECG OFF”:
 - Cerciorarse que el cable del ECG este conectado al paciente y a la unidad.
 - Cerciorase que los electrodos del ECG estén haciendo un buen contacto.
 - Cambiar el cable del ECG.

- 3.** Mensaje “NO CONTACTO DERIV”:
 - Comprobar que el cable del ECG este conectado al paciente y al equipo.
 - Comprobar que los electrodos del ECG estén haciendo contacto correctamente con el paciente.
 - Cambiar el cable del ECG.

- 4.** ECG con ruido:
 - Considerar el uso de un ancho de banda con un filtro de 1 a 21 Hz.

- Preparar la piel del paciente antes de la aplicación de los electrodos.
 - Comprobar que los electrodos estén adheridos al paciente correctamente.
5. El defibrilador no carga:
- Cerciorarse que los botones “SHOCK” en las palas no este atascadas.
 - Cargar la batería.
6. El tiempo para cargar 360 J supera los 10 seg:
- Sucede cuando la batería esta baja.
 - Cambiar la batería.
 - Conectar la unidad a una toma de CA.
 - Instalar una batería totalmente cargada.
7. No se descarga la energía cuando se pulsan los botones “SHOCK”:
- Han pasado 60 segundos en modo manual desde la carga lista inicial. Se descargó internamente la batería.
 - Han pasado 15 segundos en modo automático desde la carga lista inicial. Se descargó internamente la energía.
 - La unidad se encuentra en modo “SINC” y no se detecta un complejo QRS.
 - La energía se descargó internamente porque se modificó la selección de energía durante la carga o después que la unidad se encontraba lista.
 - La unidad no estaba completamente cargada cuando se pulsaron los botones “SHOCK”. Espere el mensaje “DEFIBRILADOR LISTO” y el tono de listo.
 - Pulse y mantenga pulsado los botones “SHOCK” hasta que la energía haya sido administrada al paciente.

8. No aparece el mensaje “PRUEBA OK” cuando se hace la autoprueba del defibrilador:
 - Revisar que la unidad esté fija en 30 J.
 - Si se esta probando con el cable multifunción, asegurarse que este bien insertado en el conector de prueba.
 - Si se esta probando con las palas, asegurarse de presionarlas firmemente contra los costados de la unidad mientras estén dando la descarga.

9. Aparece el mensaje “BATERÍA BAJA” en el monitor cuando la unidad se conecta a la CA:
 - Cambiar la batería por otra que esté completamente cargada.
 - Desconectar el dispositivo de la CA y después volver a conectarlo.
 - Cerciorarse que el enchufe de la CA esté funcionando adecuadamente.

10. Ninguno de los indicadores de encendido se ilumina cuando el dispositivo se conecta a la corriente alterna:
 - Desconectar el dispositivo de la CA y después volverlo a conectar.
 - Cerciorarse que el enchufe de la CA esté funcionando adecuadamente.

3.3.2.2 Resolución de problemas para personal técnico

En esta sección de mantenimiento correctivo se provee una guía para la resolución de problemas, reparación y calibración el cual deberá ser realizado y reparado únicamente por personal técnico calificado.

3.3.2.2.1 Guía de solución de problemas para el cardioscopio:

A continuación se provee una guía de procedimientos para solucionar problemas durante un mantenimiento correctivo de la unidad cardioscopica de un defibrilador. Para empezar con la solución de un problema primero se debe observar los síntomas obvios que puede tener en ese momento la unidad:

- a.** Si el monitor no funciona cuando se presiona el botón de “POWER”, siga los siguientes pasos:
- Revise el fusible de la unidad y si es necesario reemplácelo, sin embargo antes de restaurar el funcionamiento chequear la circuitería del monitor para cerciorarse que no tenga ningún otro problema.
 - La batería puede estar descargada, si este es el caso tendrá que ser recargada, conectándola a la línea de alimentación AC.
- b.** No hay iluminación en el trazo del CRT:
- Puede que exista un alto voltaje de la fuente de poder hacia el CRT, se tendrá que chequear la fuente de poder.
 - Los circuitos de deflexión y barrido puede que necesiten ser ajustados.
 - El CRT puede encontrarse en mal estado, tendrá que ser reemplazado.
- c.** Interferencia en el trazo del CRT cuando se esta usando el modo ECG con los cables en el paciente:
- Mal contacto de los electrodos o mala colocación de los mismos, inspeccione los electrodos y reposiciónelos en el paciente.
 - El cable paciente puede estar en mal estado, tendrá que ser reemplazado.
- d.** No existe señal ECG en el cardioscopio cuando se esta usando el cable paciente:
- El cable paciente puede estar en mal estado, chequear continuidad o si es necesario reemplazarlo.
 - El circuito de preamplificación puede estar dañado, tendrá que ser chequeado mediante el test o ser retirado para su revisión.
- e.** Rizado en el trazo del CRT:
- Los voltajes de operación del CRT necesitan ser ajustados o puede existir una mala conexión del conector CRT, en este caso se tendrá que limpiar los conectores macho y hembra del CRT.

- f.** La señal ECG no puede ser congelada:
- La placa electrónica “NO-FADE” puede tener problemas por lo que se tendrá que chequear la circuitería de este, chequear su respectivo conector.
 - El switch de congelado puede estar en malas condiciones, tendrá que ser revisado y si se amerita el caso tendrá que ser reemplazado.
- g.** No existe sonido:
- Revisar si el volumen no se encuentra bajo.
 - El potenciómetro de volumen puede encontrarse dañado, tendrá que ser reemplazado.
 - El amplificador operacional o el transistor de la tarjeta electrónica de sonido tendrán que ser revisados.
- h.** Incorrecto ECG en el display, se pierde información o distorsión de la señal:
- Revisar el circuito NO-FADE, ya que puede existir falla en sus componentes.
 - Chequear el circuito de preamplificación.
- i.** Mal funcionamiento del modo SYNC:
- Revisar el cordón de conexión y sus respectivas conexiones.
 - La placa de habilitación del modo “SYNC” puede encontrarse dañada por lo que será necesario revisar su etapa de preamplificación y componentes.

3.3.2.2.2 Guía de solución de problemas para el defibrilador:

A continuación se provee una guía de procedimientos para solucionar problemas durante un mantenimiento correctivo del defibrilador. Para empezar con la solución de un problema primero se debe observar los síntomas obvios que puede tener en ese momento la unidad:

- a. El defibrilador no funciona cuando se presiona el switch de poder “POWER”:
 - 1. Verificar si el switch se abre y se cierra mediante el multímetro de prueba, verificar también su indicador (luz) de encendido.
 - 2. Verificar el fusible principal de carga, reemplazarlo si es necesario, pero antes de encender la unidad verifique todos los componentes de la tarjeta.
 - 3. Revisar si el nivel de la batería no es mínimo, si este es el caso, se tendrá que recargarla.

- b. Falla de la unidad cuando se ha seleccionado el nivel de carga:
 - 1. Revisar la circuitería de la tarjeta de selección de energía, esto incluye circuitos comparadores e integrados, resistencias, conectores y chequear continuidad desde el panel de control hasta la tarjeta electrónica del defibrilador.

- c. La unidad no permanece lista después de la carga:
 - 1. Chequear la tarjeta electrónica de la etapa de defibrilación así como sus circuitos integrados.

- d. La unidad no carga cuando se presione el switch de carga:
 - 1. Recargar la batería.
 - 2. Revisar la circuitería de carga de energía.
 - 3. Revisar el botón de carga chequeando continuidad y su conexión desde el panel hasta la tarjeta electrónica.
 - 4. Chequear continuidad de los contactos de la tarjeta electrónica de carga.
 - 5. Chequear la circuitería del flyback de carga.

- e. La carga excede al tiempo normal de 10 seg. para cargar 360 julios:
 - 1. El potenciómetro de calibración puede encontrarse fuera de rango por lo que necesitará ser calibrado.
 - 2. El nivel de energía del potenciómetro se encuentra fuera de rango.
 - 3. El nivel normal de batería se encuentra bajo (80 % descargada) habrá que conectar la batería a la línea AC.

- f.** El contador de nivel de energía falla o se da un error:
 - 1.** Contador en mal estado, habrá que reemplazarlo.
 - 2.** Revisar la circuitería del contador incluyendo sus componentes.

- g.** La unidad no alcanza los niveles de energía más altos:
 - 1.** Circuitería de carga defectuosa, chequear circuitos integrados y transistores de la etapa de defibrilación.

3.4 CONCLUSIÓN

En el capítulo desarrollado anteriormente nos introducimos en el gran campo del mantenimiento, dependiendo de la revisión que necesite el equipo en este caso el defibrilador se podrá hacer uso de dos tipos de mantenimiento, el primero es el preventivo, el cual servirá al operador del equipo a mantenerlo de una mejor manera y de esta forma se encuentre en perfectas condiciones antes, durante y después de su uso, el segundo tipo es el mantenimiento correctivo en donde se han dado pautas para solución de problemas tanto para el operador como para el personal técnico que realice el chequeo, se dan soluciones inmediatas así como procedimientos que debe seguirse para su reparación. Cabe resaltar que lo escrito anteriormente no reemplaza de ninguna manera a un manual de servicio o mantenimiento de un defibrilador.

CAPITULO IV

SEGURIDAD ELÉCTRICA

4.1 INTRODUCCIÓN

Cuando se trata de equipos médicos que van a ser utilizados en personas se deben emplear criterios de seguridad y controles estrictos durante su uso. Existen algunos criterios de seguridad generales que debemos considerar, en este capítulo nos remitiremos a las normas de seguridad internacionales para equipo médico, las cuales son muy amplias e incluyen recomendaciones que van desde el posicionamiento del cable de alimentación pasando por los transformadores e incluso las puestas a tierra. Uno de los puntos referidos es el efecto que puede tener la corriente eléctrica en el cuerpo humano, ya que la mayoría de accidentes suceden por el contacto de conductores eléctricos con la piel. Para tener una buena instalación y operación de todo equipo médico se deben tener ciertos criterios de seguridad los cuales serán descritos dentro de este capítulo, no dejando de lado la puesta a tierra que necesita y su consiguiente revisión para que el paciente tenga su debido aislamiento del equipo.

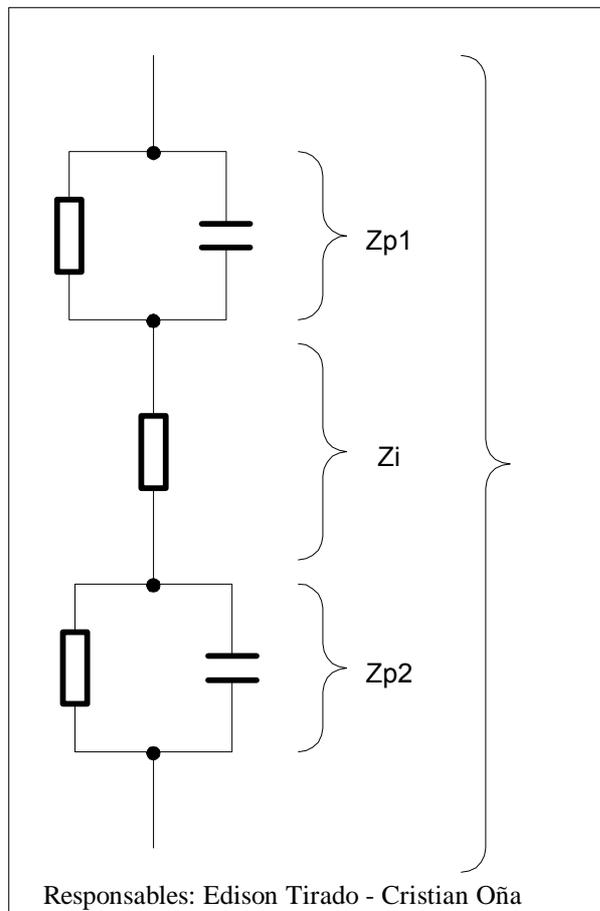
4.2 EFECTOS DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA EN EL CUERPO HUMANO

Los primeros estudios acerca de los efectos de la corriente eléctrica sobre el cuerpo humano se realizaron teniendo en cuenta la mayoría de los accidentes, especialmente en las compañías eléctricas, ya que estos sucedían por el contacto de conductores eléctricos con la piel, fenómeno llamado “MACROSHOCK”. Los seres humanos afortunadamente tenemos una superficie que es relativamente un buen aislante rodeando a los órganos más sensibles. Estudios recientes han demostrado que el cuerpo humano puede ser considerado como una impedancia Z_t es decir que es la impedancia total del cuerpo humano al paso de una corriente eléctrica, (figura 4-1), esta compuesta por componentes resistivos y capacitivos, el valor de esta impedancia depende de ciertos factores como: la trayectoria que recorre la corriente, de la

superficie de contacto, de la temperatura, de la duración del contacto, frecuencia, factores físicos ambientales y presión de contacto.

La impedancia interna Z_i la cual es la impedancia interna del cuerpo humano sin considerar la piel (figura 4-1) puede considerarse como puramente resistiva pero contiene algún pequeño elemento capacitivo y su valor dependerá del trayecto de circulación de la corriente y de la superficie de contacto. La impedancia de la piel Z_p (figura 4-1) puede considerarse como un conjunto de resistencias y capacitancias, su estructura esta constituida por una capa semiaislante y pequeños elementos conductores (poros). La impedancia de la piel disminuye rápidamente cuando aumenta la corriente y su valor depende de la tensión, de la frecuencia, de la superficie de contacto, de la presión de contacto, de la humedad de la piel y de la temperatura.

Fig. 4-1 Impedancia del cuerpo humano



Es importante tener en cuenta que en el instante en que se aplica la tensión de contacto las capacidades del cuerpo humano no estén cargadas y dado que las impedancias de la piel en ese instante pueden considerarse despreciables, resulta la resistencia R_i aproximadamente igual a la impedancia interna del cuerpo humano y la corriente eléctrica en ese instante puede afectar a los tejidos ya que la energía disipada en el tejido, por presentar una cierta resistencia eléctrica puede provocar un aumento de temperatura y de alcanzarse una temperatura suficientemente alta se pueden incluso producir lesiones permanentes. La estimulación de nervios motores o músculos produce la contracción de las fibras musculares afectadas, una densidad del estímulo suficientemente alto puede producir tetanización (contracción muscular total) del músculo, contrayéndose todas sus fibras y ejerciéndose la máxima fuerza muscular posible.

Un paciente con cualquier tipo de catéter es mucho más sensible a la corriente que uno que no lo tiene, el efecto de una corriente eléctrica aplicada directamente al corazón en un paciente con catéter, es decir que por lo menos uno de los puntos esta en contacto sobre o dentro del corazón, a este efecto se denomina “microshock”. Este microshock carga con el agravante de que se puede producir aun en presencia del personal sin que este se percate, ya que bastan 10 μA aplicados directamente al miocardio para producir fibrilación, cuando son necesarios 500 μA . para percibirlo con los dedos. Otro tipo de descarga eléctrica que atraviesa el cuerpo cuando ningún punto de contacto esta sobre o dentro del corazón se llama “macroshock”, entran en esta categoría los accidentes domésticos e industriales, con corrientes defibrilatorias que oscilan entre 75 y 400 mA.

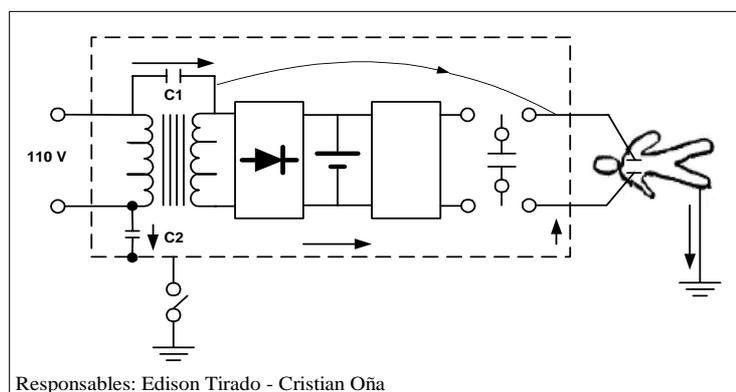
4.3 SEGURIDAD EN EL DEFIBRILADOR

A continuación se verán algunos aspectos de seguridad muy usados en la práctica médica del equipo de defibrilación. Por ser este un equipo que lleva una conexión directa con el paciente los aspectos de seguridad deben extremarse. Desde su fabricación se coloca un dispositivo que permite seleccionar entre el defibrilador o cardioversor, siendo de esta manera extremadamente confiables. Como se dijo en el capítulo anterior, este equipo necesita una revisión periódica para comprobar su funcionamiento y exactitud en los parámetros del mismo, por lo que se requiere

mucha precaución en el manejo tanto del operador como de aquel que realiza el mantenimiento, es de suma importancia prestar atención a las indicaciones de una correcta puesta a tierra, de la efectiva impedancia eléctrica con respecto al equipo del circuito de salida (no debe estar referido a tierra), de las capacidades parasitas que pueden aparecer entre el circuito primario y la salida hacia el paciente.

Los aspectos de seguridad en los monitores de este mismo equipo es de primordial importancia ya que un riesgo de incendio es una de las precauciones es a la que se debe prestar atención, su ubicación por la presencia de conductos de oxígeno es importante por una posible falla de los mismos. En este tipo de equipamiento exige del ingeniero un papel protagónico debido al mantenimiento y servicio que este preste a la institución en donde se encuentre funcionando el equipo ya que debe estar preparado y contar con la mayoría de información para solucionar los inconvenientes que se le presenten.

Fig. 4-2 Equipo doble aislamiento



4.3.1 Equipo de doble aislamiento (defibrilador)

Este equipo posee un gabinete interno metálico conectado a tierra mediante una conexión firme y segura, mediante un conductor de sección capaz de soportar las posibles corrientes de pérdida, y un gabinete exterior de plástico que además de ofrecer una segunda aislamiento, protege al equipo contra agentes externos corrosivos como los líquidos. Además de los riesgos dichos anteriormente existe uno que afecta principalmente al paciente y se trata de las corrientes de fuga a través de corrientes parasitas entre el primario y el secundario de transformador de alimentación, además de las que aparecen entre los componentes conectados

directamente a la línea de alimentación y el gabinete de equipo. Esta pequeña corriente de fuga que a través de un catéter accidentalmente se pone en contacto con el equipo, atraviesan el corazón del paciente para retornar a tierra es suficiente para provocar una fibrilación (fig. 4-2).

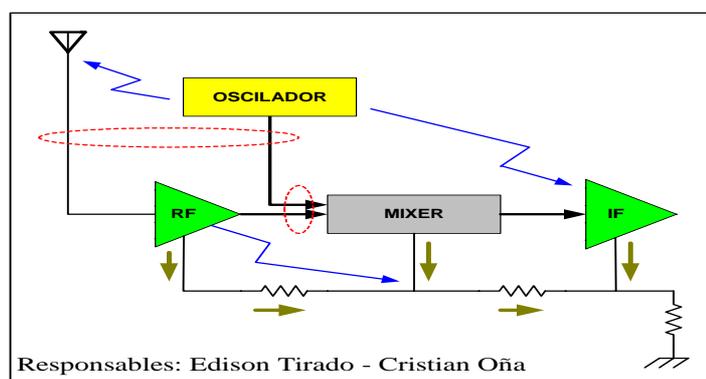
En algunos casos un equipo con doble aislamiento puede reducir significativamente el valor de esta corriente, por otra parte deben usarse cables de alimentación especiales de baja pérdida con un tomacorriente de tres patas. Se debe tener especial atención con las llaves que conmutan tensiones y altas corrientes ya que estas pueden producir chispas y ocasionar explosiones en ambientes inflamables., se sugiere tomar precauciones contra agentes corrosivos y líquidos conductores ya que pueden ocasionar daños serios en el equipo, causando lesiones al usuario y al paciente.

4.4 PUESTA A TIERRA

Es fundamental que todas las partes metálicas de un equipo eléctrico estén debidamente conectadas a tierra y con mucha más razón un equipo como es el defibrilador, ya que se asegura de esta manera a los pacientes de los choques eléctricos. Todo circuito eléctrico o electrónico debe ser colocado a tierra por los siguientes motivos:

- Se reduce ruido e inducciones no deseadas.
- Provee un punto equipotencial de referencia para las tensiones de las señales.
- Sirve de protección contra el choque eléctrico.
- Sirve de protección contra las descargas eléctricas.

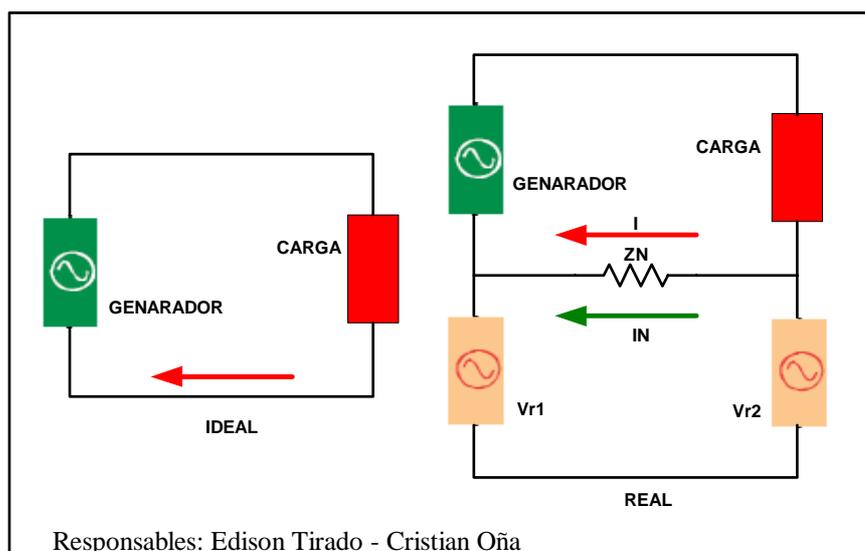
Fig. 4-3 Ejemplo de etapa de entrada de un receptor



Un equipo electrónico consta de diversos bloques que pueden interferirse mutuamente por diversos caminos, cuando el equipo es diseñado se buscan todos los métodos posibles para minimizar los efectos del ruido que se pueda dar en las diversas etapas del equipo. En la figura 4-3 se muestra un ejemplo: una etapa de entrada de un receptor, en el cual se aprecia que entre los bloques se produce una interferencia que puede ser magnética como eléctrica, fuente de ruido entre etapas.

Si las tensiones de interferencia presentes en el lazo, el circuito eléctrico se encuentra libre de señales de ruido o interferencia (fig. 4-4), si el camino de retorno no es el ideal y en él aparecen fuentes de ruido, lo más probable es que los dos puntos de tierra no se encuentren al mismo potencial. Como las fuentes de ruido V_{r1} y V_{r2} no son idénticas se genera una corriente que circula por el lazo y en consecuencia se presentará una diferencia de potencial entre los nodos V_{r1} y V_{r2} que a pesar de ser de bajo valor puede hacer que circule una corriente apreciable por la malla. Los acoplamientos magnéticos o capacidades de pérdida, pueden producir caminos de corriente en el lazo de tierra entre el sistema de continua y el sistema de tierra, es conveniente separar los circuitos de distribución de AC y DC de los caminos conductivos en común con las corrientes de tierra, de esta manera se reduce los problemas de lazos de tierra.

Fig. 4-4 Tensiones de interferencia



Otro factor muy importante es que el propio equipo puede ser la causa de interferencias y perturbaciones, ya sea de naturaleza electromagnética o a través de la red de distribución eléctrica, lo que debe ser tenido en cuenta dado que el ambiente hospitalario es muy susceptible a este tipo de inconvenientes. Este es el caso del cardioversor, que produce un pulso de alta corriente. Una de las principales fuentes de interferencia externa es la red de distribución de energía eléctrica, que provoca una señal de interferencia de 50/60 Hz, ya que las interferencias introducidas por otros equipos tienen generalmente frecuencias superiores al ancho de banda de la señal bioeléctrica. Esta es la responsable de todas las alteraciones debidas a los acoples inductivo y capacitivo.

4.5 REVISIÓN DE LA TIERRA FÍSICA Y FLOTANTE

Estos equipos, por su uso deben ser extremadamente confiables, lo cual requiere una periódica revisión. Debemos de prestar una especial atención a las indicaciones de una correcta puesta a tierra, a la efectiva independencia eléctrica con respecto al equipo del circuito de salida (que no debe estar referido a tierra) a las capacidades parásitas que pueden aparecer entre el circuito primario y la salida hacia el paciente. Un error común cuando los equipos son diseñados es el de concebir circuitos con salida referida a tierra. Es evidente que en este caso el operador recibirá el “shock eléctrico” al mismo tiempo que el paciente si, por descuido, están en contacto durante la descarga. Aún en los circuitos con salida flotante es probable que ocurra este accidente si la aislación no es suficiente.

Otro de los riesgos, es el ahorro desmedido en la calidad y cantidad de los materiales, que reside en el mal aislamiento de los componentes relacionados con la red de alimentación de 110V (cables de alimentación, cables de interconexión, fusibles, interruptores). Todos estos componentes pueden eventualmente transformarse en conductores poniendo en contacto el gabinete del equipo u otros elementos al alcance del personal involucrado con el conductor “vivo” de la red.

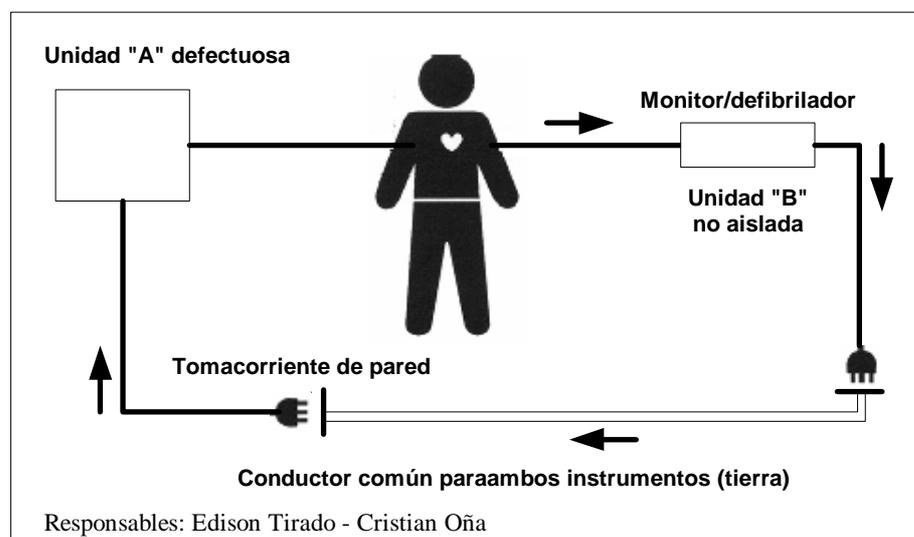
Para la revisión de la tierra física se utilizará un tester el cual se conectará entre la toma a tierra y en borne a tierra que provee la columna. La diferencia de potencial entre cualquier toma a tierra no debe exceder los límites fijados por la norma que se

este trabajando (0.5v – 0.6v). Otro ensayo puede ser verificar que las tierras de todas las columnas están a un mismo potencial. Para ello, se interconectan con el tester, las tomas a tierra de dos columnas cualesquiera, la diferencia de potencial entre ellas debe estar acorde con lo que indique la norma. Debe así mismo verificarse la diferencia de potencial existente entre el equipo y las tomas a tierra.

4.6 AISLAMIENTO DEL PACIENTE

En términos eléctricos, aislamiento se refiere a una característica deseable de seguridad. Nosotros utilizamos el término aislamiento en dos situaciones: aislamiento de entrada y aislamiento de salida. Una entrada eléctrica, tal como es un cable del paciente del ECG al monitor/defibrilador, se llama frecuentemente “conexión de paciente, aislada eléctricamente”. La conexión del cable del paciente es aislada de cualquier circuito que regresa a tierra (como es el chasis en donde el cordón eléctrico se conecta a una línea de alimentación de CA). La corriente eléctrica no fluirá mientras exista este aislamiento; la corriente no fluirá desde el punto A (como se ilustra en la figura 4-5) sin un camino (circuito) y una fuente de energía. Aislamiento de entrada, por lo tanto, significa que una corriente desviada (quizás proveniente de otros instrumentos eléctricos usados en el paciente), no puede encontrar un camino para retornar a tierra a través del cable del paciente conectado al defibrilador.

Fig. 4-5 Aislamiento del paciente



En la figura 4-5 se ilustra como una unidad no aislada puede completar un circuito eléctrico y exponer al paciente a una peligrosa corriente eléctrica, si la unidad B estuviese eléctricamente aislada, el paciente no podría convertirse en un camino para la corriente que fluya entre las unidades A y B porque no podría completarse un circuito eléctrico a la unidad A. Cuando se utiliza un defibrilador con aislamiento de salida, deben existir dos puntos de contacto con el paciente (es decir, las palas) para que fluya la corriente del defibrilador. Por lo tanto, aislamiento de salida significa mayor seguridad tanto para el paciente como para el operador.

4.7 CRITERIOS DE SEGURIDAD EN LA INSTALACIÓN Y OPERACIÓN

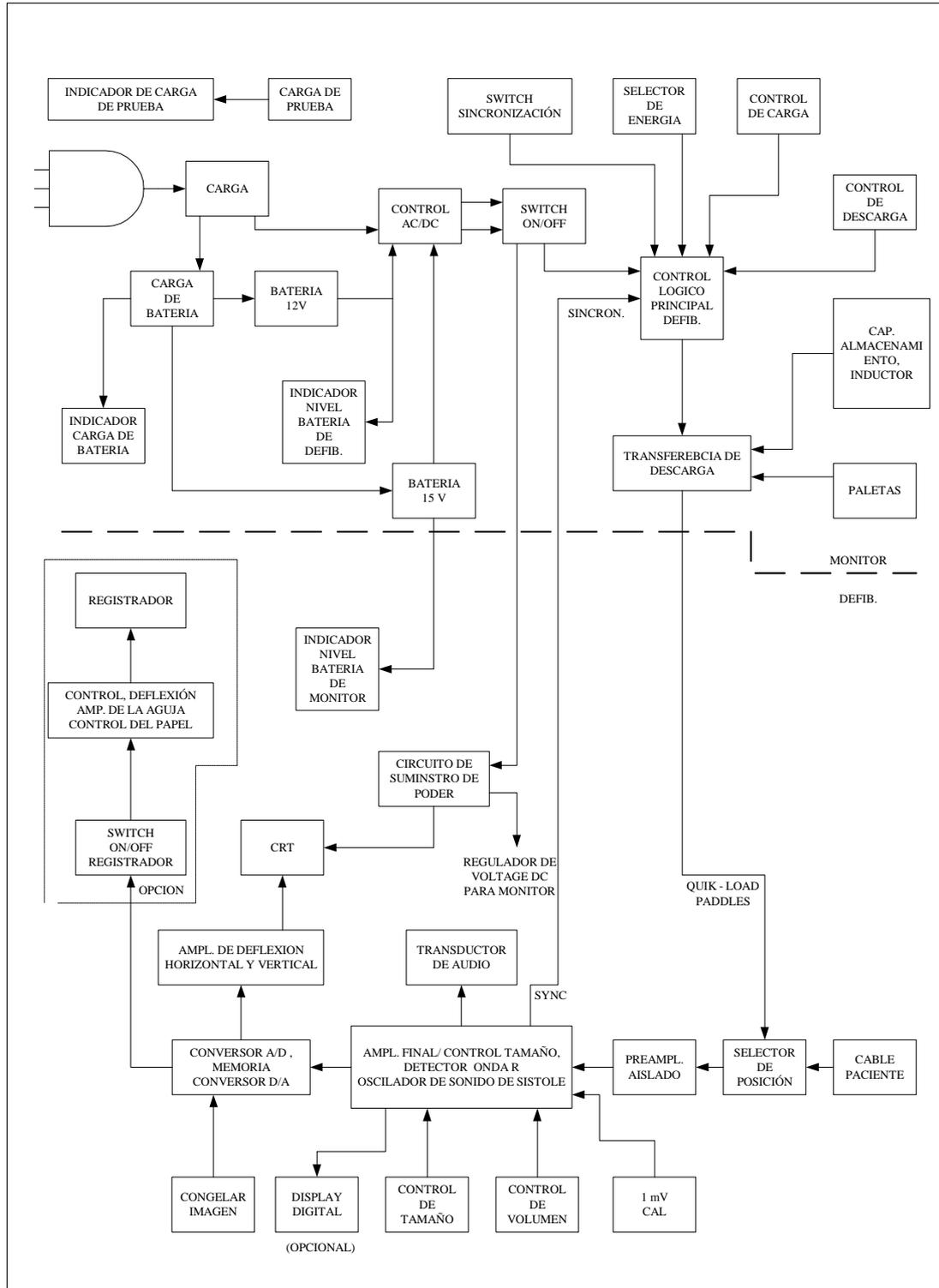
Toda la seguridad aquí descrita no es suficiente si las conexiones de un equipo médico en general y en nuestro caso el equipo de defibrilación, no cuenta con su cable de alimentación de tres patas, ya que a veces son usadas tomas adaptadoras de dos patas, las cuales desde todo punto de vista es peligroso por la falta de seguridad existente y de hecho se hallan prohibidas su uso. Un detalle muy importante que recomendamos es la lectura completa del manual del usuario y servicio que entrega el fabricante a todo equipo en donde vienen incluidos todos los datos necesarios para su utilización y puesta en marcha del mismo.

4.8 CONCLUSIONES

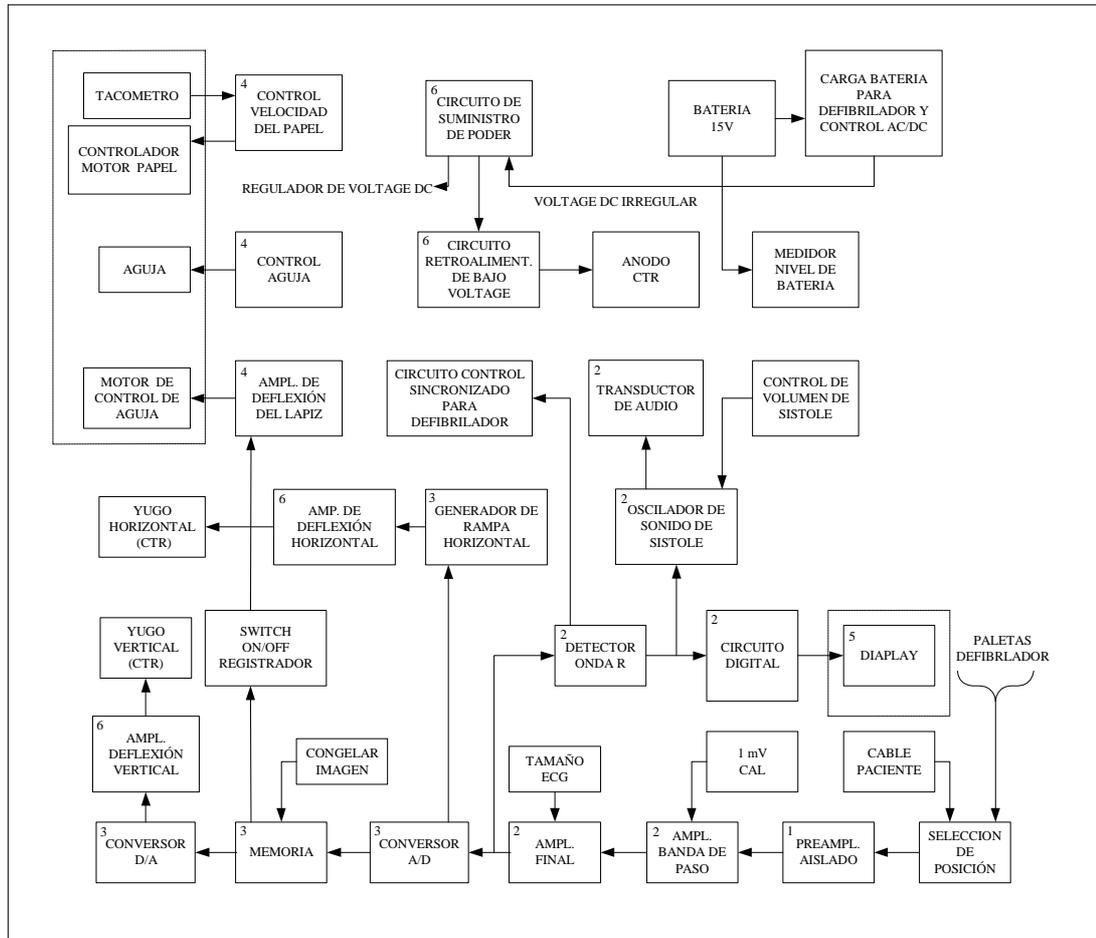
En el presente capítulo desarrollado anteriormente se introduce en un gran campo como es el tema de seguridad eléctrica tanto en el equipo de defibrilación como aspectos generales que se deben tener en cuenta para un correcto funcionamiento del equipo médico, se hace alusión a los efectos que tiene la corriente eléctrica en el cuerpo humano, punto muy importante ya que a causa de esta corriente se pueden incluso producir quemaduras o hasta inclusive daños irremediables, es por eso que el aislamiento que debe tener el equipo es sumamente importante para que no se produzcan estos inconvenientes, asimismo se tendrán que realizar revisiones permanentes de la tierra física y flotante que posee el equipo para que el paciente este perfectamente aislado de este. Como último punto se dan ciertas recomendaciones para cuando el equipo tenga manipulado y también cuando tenga que ser instalado.

ANEXOS

ANEXO 1
DIAGRAMA EN BLOQUE DEL DEFIBRILADOR

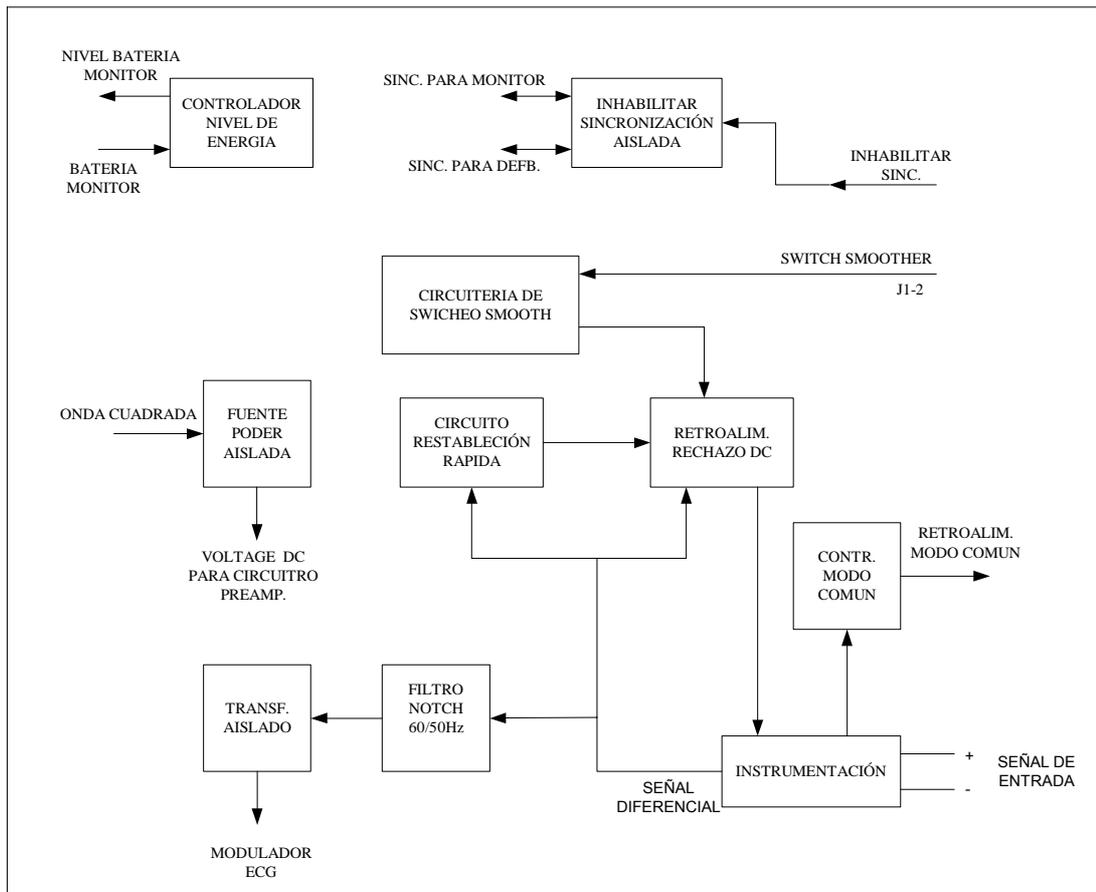


ANEXO 2 DIAGRAMA EN BLOQUE (CARDIOSCOPIO)



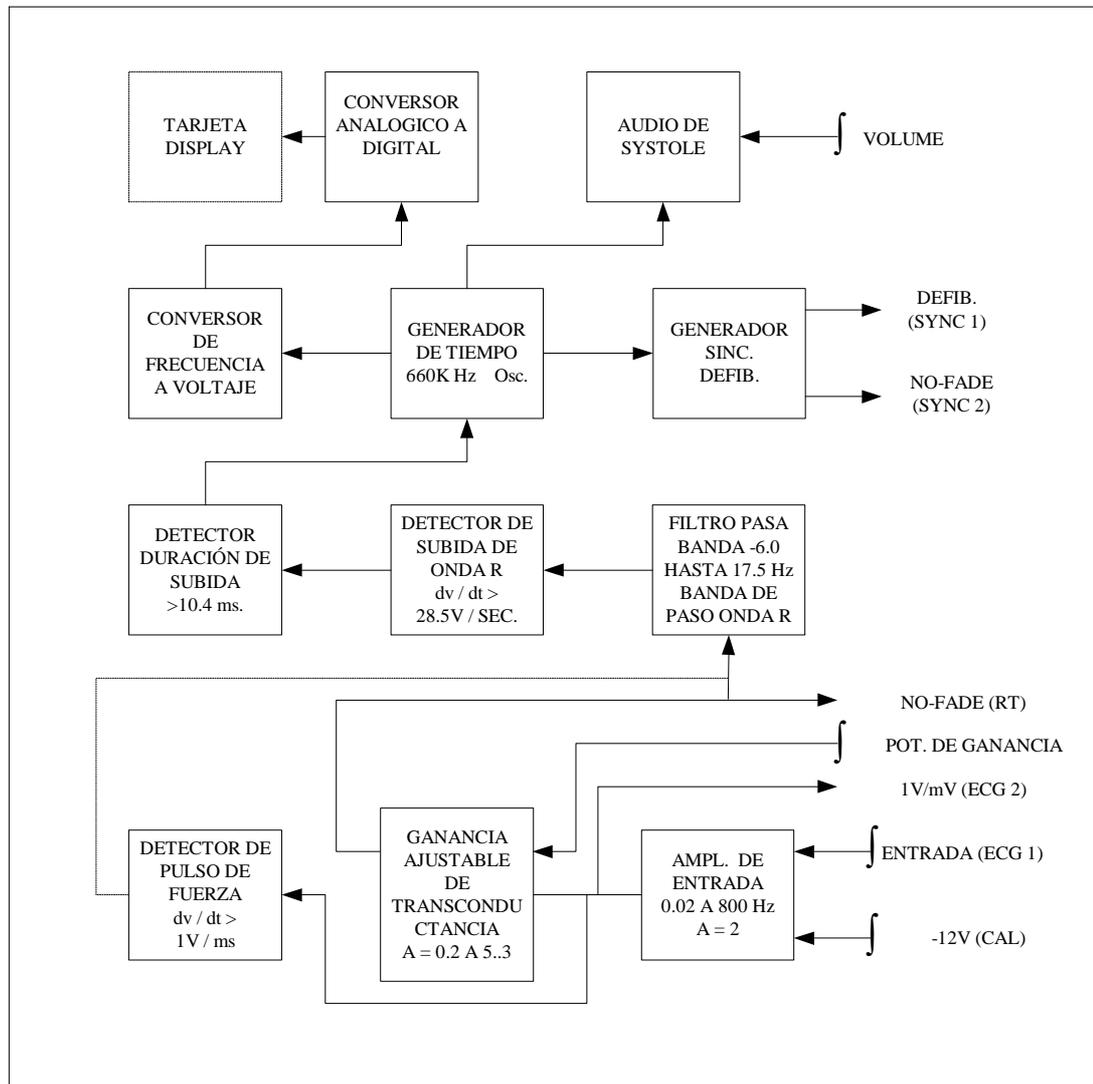
ANEXO 3

DIAGRAMA EN BLOQUE DEL PREAMPLIFICADOR (CARDIOSCOPIO)

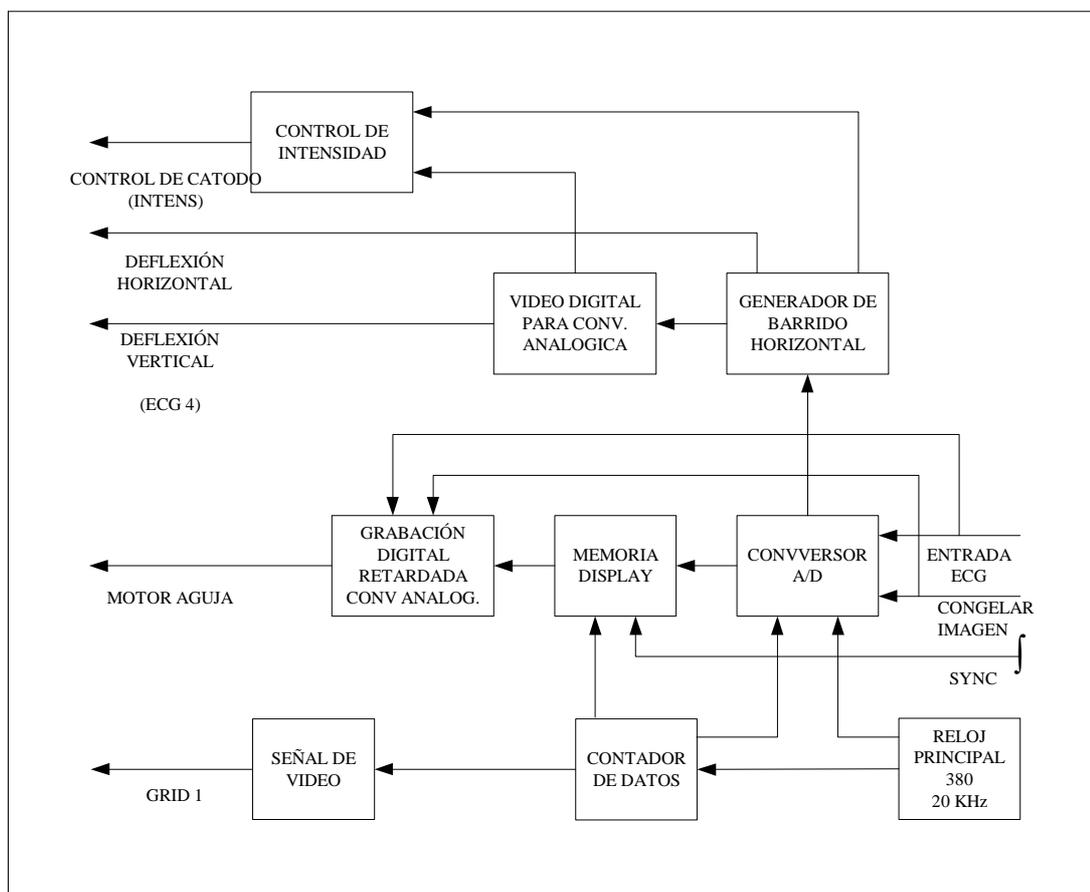


ANEXO 4

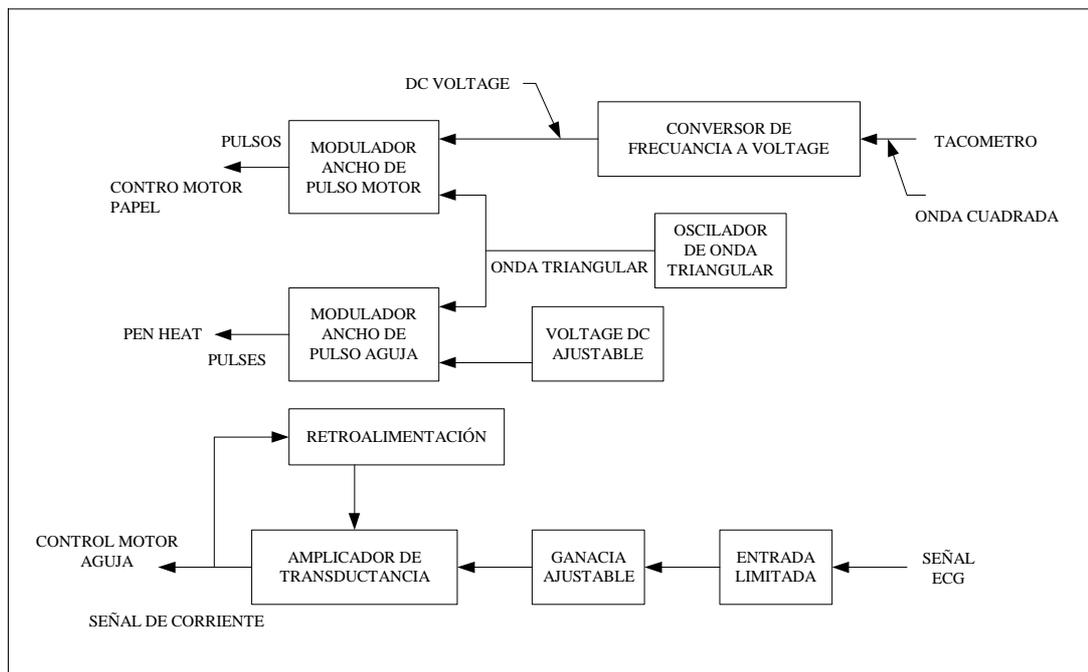
DIAGRAMA EN BLOQUE PROCESADOR SÍSTOLE (CARDIOSCOPIO)



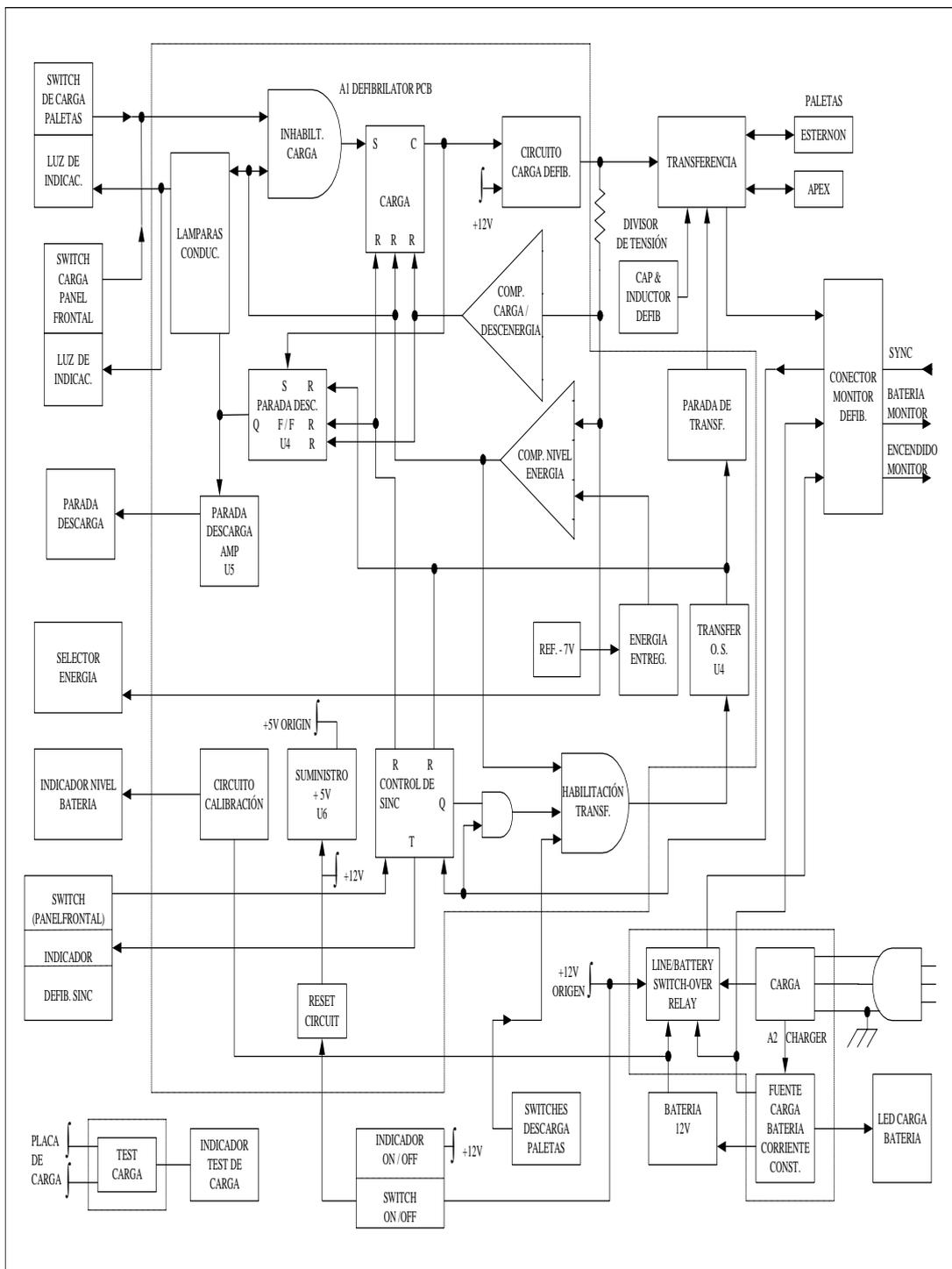
ANEXO 5 DIAGRAMA EN BLOQUE NO-FADE (CARDIOSCOPIO)



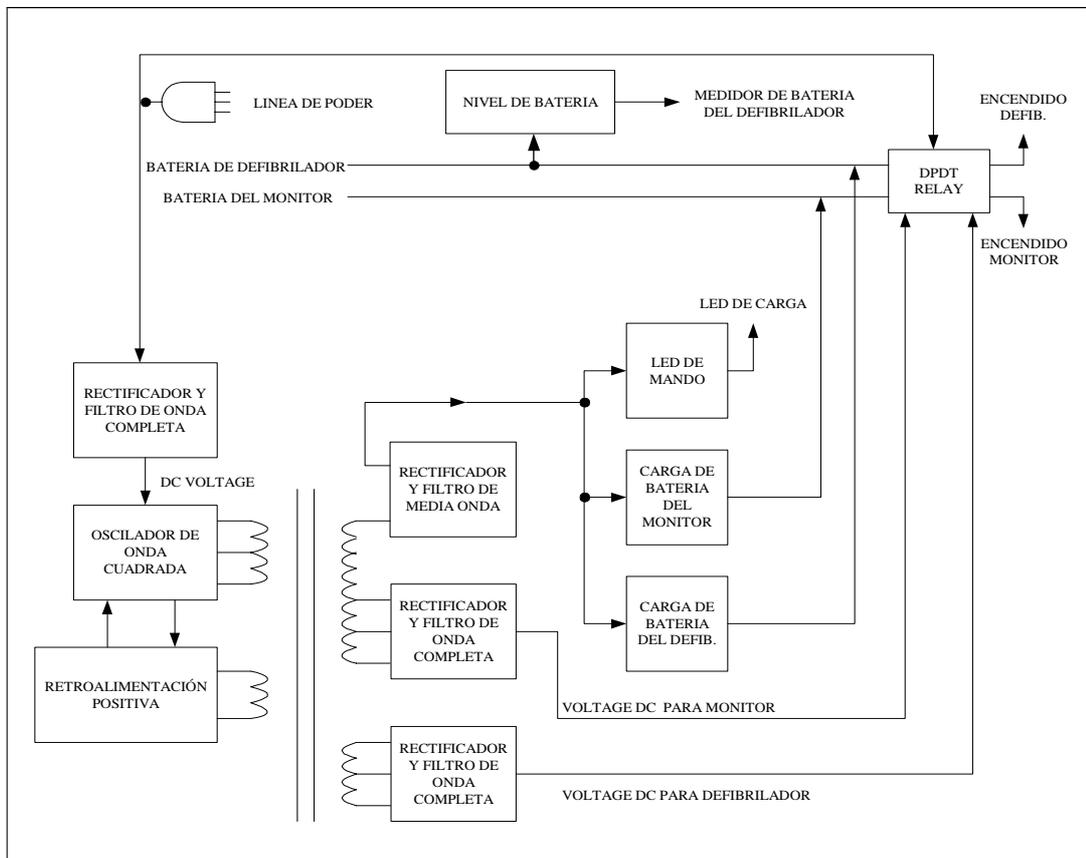
ANEXO 6 CIRCUITO DE CONTROL (REGISTRADOR)



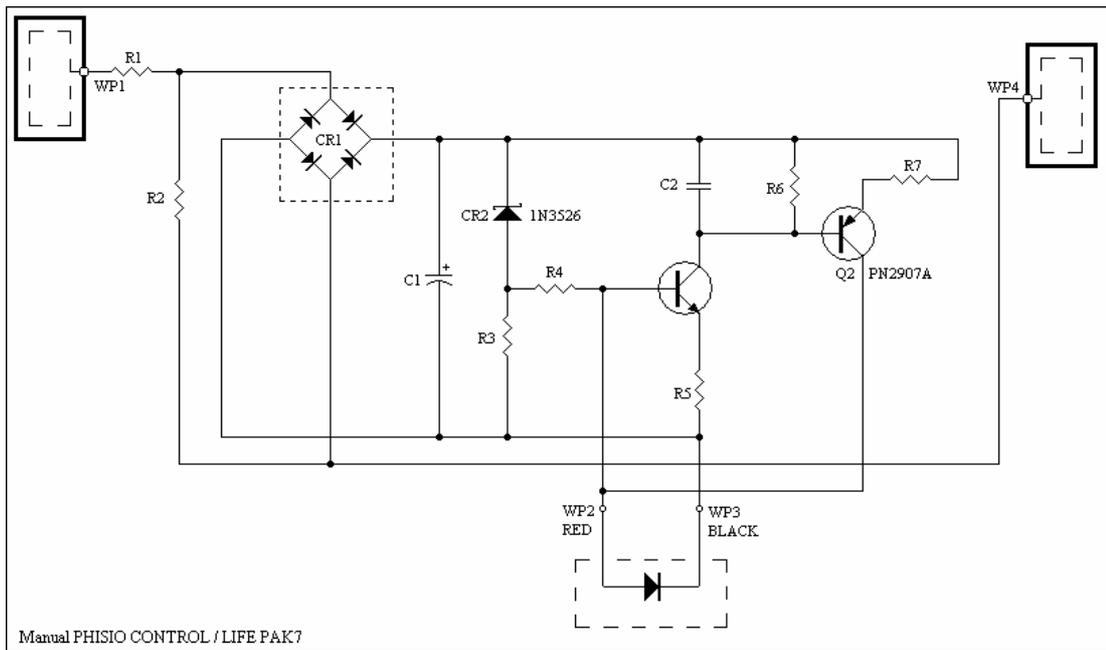
ANEXO 7 ETAPAS DEL DEFIBRILADOR



ANEXO 8 CIRCUITO DE RECARGA (DEFIBRILADOR)



ANEXO 9 BLOQUE PARA LA PRUEBA DE CARGA (DEFIBRILADOR)



ANEXO 10

PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO DEL DEFIBRILADOR							
VALOR SELECCIONADO		VALOR ENTREGADO					
		1	2	3	4	5	6
10 Joules							
25 Joules							
50 Joules							
75 Joules							
100 Joules							
150 Joules							
200 Joules							
250 Joules							
MAX Joules							
Condición	Satisfactoria						
	No satisfactoria						

OBSERVACIONES

1. _____

2. _____

3. _____

4. _____

5. _____

6. _____

REGISTRO DE DATOS						
	1	2	3	4	5	6
FECHA DE REALIZACIÓN						
CÓDIGO DE TÉCNICO						
FIRMA DE TÉCNICO						
TIEMPO DE EJECUCIÓN						

ANEXO 11
RUTINA DE MANTENIMIENTO

RUTINA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO PLANIFICADO	NOMBRE DEL CENTRO MÉDICO					
	<i>EQUIPO</i>	<u>DEFIBRILADOR</u>				
<i>MARCA</i>						
<i>MODELO</i>						
<i>No. SERIE</i>						AMBIENTE:
<i>Nº INV. TECNICO</i>						
<u>Mensual</u>	1	2	3	4	5	6
Inspeccionar las condiciones ambientales en las que se encuentra el equipo						
Efectuar limpieza integral externa del equipo						
Inspeccionar el equipo en forma externa (perillas, paletas, terminales, medidores, etc.)						
Efectuar limpieza integral interna del equipo						
Revisar cable de alimentación, conector, portafusible, conexión a tierra y demás componentes eléctricos/electrónicos						
Revisar baterías e indicador de carga						
Verificar circuito de descarga interna						
Verificar acumuladores de carga y comprobar su descarga (ver prueba de seguridad eléctrica para defibrilador)						
Verificar tiempo de carga y descarga. Realizar diez disparos consecutivos y verificar tiempo de carga ≤ 15 seg. en cada uno						
Verificar alarmas						
Verificar con simulador de paciente la descarga sincronizada						
Realizar prueba de seguridad eléctrica (ver prueba de seguridad eléctrica para defibrilador)						
Verificar el funcionamiento del equipo en todos los modos de operación						

<i>FECHA DE REALIZACIÓN</i>						
<i>CÓDIGO DE TÉCNICO (CIEELA)</i>						
<i>FIRMA DEL TÉCNICO</i>						
<i>TIEMPO DE EJECUCIÓN</i>						

<i>Material Gastable</i>	<i>Repuestos Mínimos</i>	<i>Herramientas y Equipos</i>
* Franela * Limpiador de contactos * Limpiador de superficies liquido * Soldadura de estaño		* Analizador de defibrilación * Analizador de seguridad eléctrica * Cautín * Destornillador philips * Destornillador plano * Extractor de soldadura de estaño * Pinza punta plana larga * Simulador de equipos de ECG

OBSERVACIONES

1. _____

2. _____

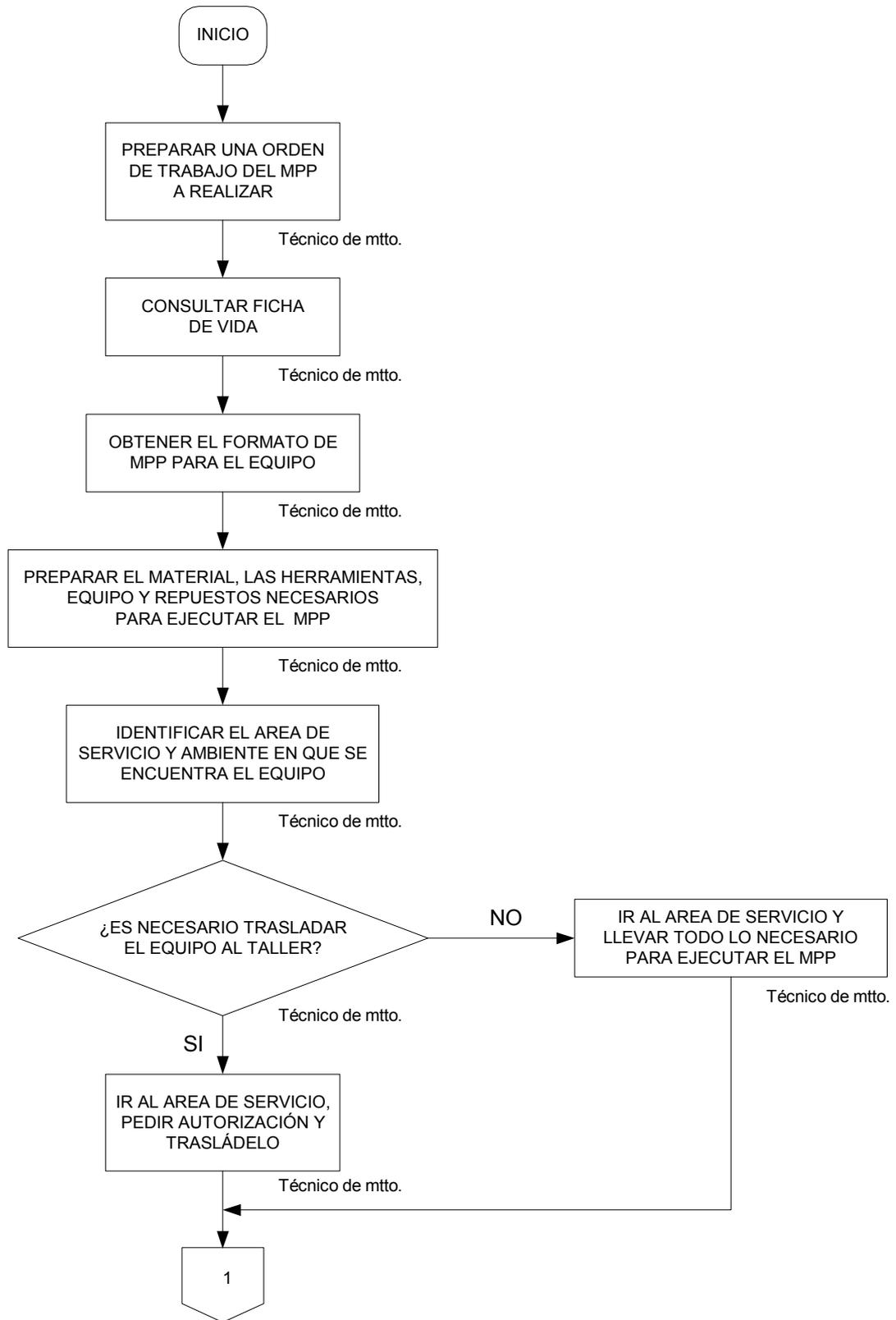
3. _____

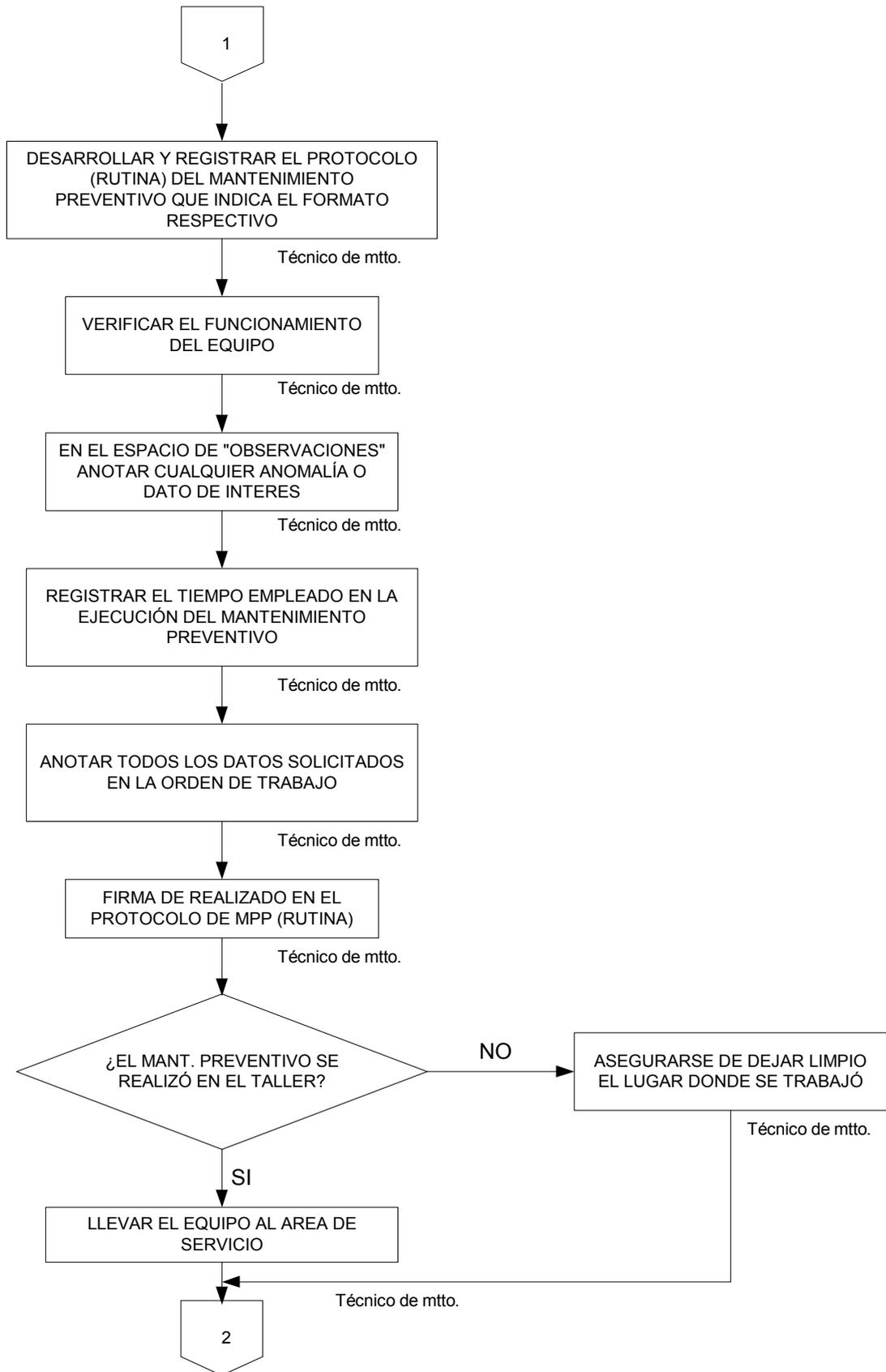
4. _____

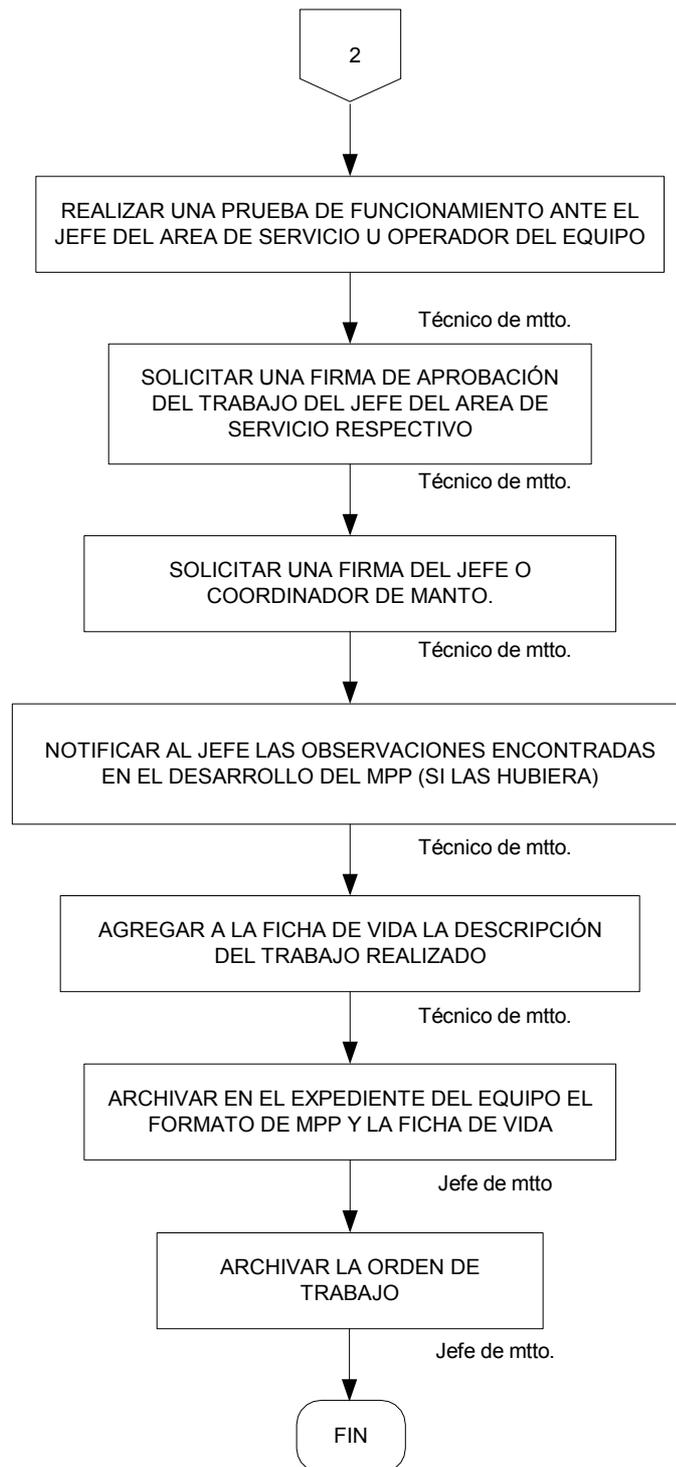
5. _____

6. _____

ANEXO 12 FLUJOGRAMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO







ANEXO 13

PRUEBA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA DEFIBRILADORES (Equipo clase I, tipo CF)									
EQUIPO		AREA DE SERVICIO:							
MARCA									
MODELO									
SERIE		AMBIENTE:							
Nº INV. TECNICO									
No	Paso de medición	Norma	Unidad de medida	1	2	3	4	5	6
1	TENSIÓN DE RED	110±10%	Voltios						
2	POTENCIA	*	VA						
3	CORRIENTE DE FUGA A TIERRA	≤ 500	µA						
3.1	Condición de primera falla (Línea de alimentación abierta)	≤ 1000	µA						
4	CORRIENTE DE FUGA AL CHASIS	≤ 100	µA						
4.1	Condición de primera falla (Línea de alimentación abierta)	≤ 500	µA						
4.2	Condición de segunda falla (Línea de tierra abierta)	≤ 500	µA						
5	CORRIENTE DE FUGA DE LOS ELECTRODOS AL PACIENTE A TIERRA (Todos)	≤ 10	µA						
5.1	Electrodo 1	≤ 10	µA						
5.2	Electrodo 2	≤ 10	µA						
5.3	Electrodo 3	≤ 10	µA						
5.4	Condición de primera falla (Línea de alimentación abierta)**	≤ 50	µA						
5.5	Condición de segunda falla (Línea de tierra abierta)**	≤ 50	µA						
5.6	Condición de tercera falla (Línea de voltaje a partes aplicadas)**	≤ 50	µA						
6	CORRIENTE AUXILIAR DE LOS ELECTRODOS DEL PACIENTE A PARTES APLICADAS (Todos)	≤ 10	µA						
6.1	Electrodo 1	≤ 10	µA						
6.2	Electrodo 2	≤ 10	µA						
6.3	Electrodo 3	≤ 10	µA						
6.4	Condición de primera falla (Línea de alimentación abierta)**	≤ 50	µA						
6.5	Condición de segunda falla (Línea de tierra abierta)**	≤ 50	µA						
6.6	Condición de tercera falla (Línea de voltaje a partes aplicadas)**	≤ 10	µA						
7	RESISTENCIA DE AISLAMIENTO ENTRE LOS CONDUCTORES DE LÍNEA A TIERRA	≥ 70	MΩ						
8	RESISTENCIA DE TIERRA	≤ 0.2	Ω						

PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO DEL MONITOR CARDÍACO												
<i>SEÑAL GENERADA POR SIMULADOR ECG</i>	<i>VERIFICACIÓN DE FORMA DE ONDA</i>						<i>VERIFICACIÓN DE FREC. REGISTRADA</i>					
	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>
Onda ECG 30 LPM ***												
Onda ECG 60 LPM ***												
Onda ECG 120 LPM ***												
Pulso a 60 PPM 0.5 mV												
Pulso a 60 PPM 1.0 mV												
Pulso a 60 PPM 2.0 mV												

- * El equipo a probar no debe exceder una potencia de consumo de 3.5 KW.
- Esta prueba debe realizarse con todos los electrodos al mismo tiempo; si el valor medido no cumple con la norma, efectuar con uno de los electrodos
- ** Se recomienda utilizar la segunda derivación.
- *** Pulsos por minuto.

Bibliografía

- R. Toborda et al Gestión y Organización del Mantenimiento en Electrónica. LIADE, Córdoba. 1997.
- R. Toborda Seguridad, Normalización y Certificación de Calidad en Electromedicina. Córdoba 1996.
- Dr. Mario E. DIHIGO y Llanos. Biología Humana. Edición 1996.
- Información recopilada en el curso de graduación en la Universidad de Buenos Aires (UBA). Septiembre 2005.
- Manual Técnico Equipo Kairos Minicomp 2005
- Enderle J, BLANCHARDS, BRONZONIO J, "Introduction to Biomedical Engineering", Elsevier Academic Press 2005.
- Car J, BROWN J, "Introduction to Biomedical Equipment", Prentice Hall 2001.
- GARCIA BERDONES, C "Apuntes de Clase de Bioingeniería", Departamento de Tecnología Electrónica, Universidad de Málaga, 1997.
- Pocok G y Richards "Fisiología Humana" Masson, Barcelona, 2001
- Tortora, G. J y Grabowski S.R "Principios de Anatomía y Fisiología" Oxford University Press, Decida Edición, 2003.
- www.aidsmap.com (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.bioingenieros.com
- www.burr-brown.com (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.cardiolab.com.ar (consulta 16 de marzo de 2006).
- www.creces.cl (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.drager-medical.com
- www.drscope.com (consulta 13 de marzo de 2006).
- www.emedicine.com (consulta 16 de marzo de 2006).
- www.fitness.com.mx (consulta 22 de febrero de 2006).
- www.grupodea.com (consulta 16 de marzo de 2006).
- www.hrspatients.org (consulta 14 de marzo de 2006).
- www.mailxmail.com (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.medix.com.ar
- www.metronic.com (consulta 9 de marzo de 2006).

- www.muertesubita.com (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.ondasalud.com (consulta 23 de febrero de 2006).
- www.ondasalud.com (consulta 7 de marzo de 2006).
- www.puc.cl (consulta 22 de febrero de 2006).
- www.revespcardiolo.org (consulta 14 de marzo de 2006).
- www.robotica.3ie.cl (consulta 16 de marzo de 2006).
- www.saludmed.com (consulta 20 de febrero de 2006).
- www.siare.it (consulta 20 de febrero de 2006)
- www.thechmedical.com (consulta 20 de febrero de 2006)
- www.udec.ce (consulta 20 de febrero de 2006).
- www.ugts.usb.ve (consulta 22 de febrero de 2006).
- www.zoolmedical.com/manualdeusuario (23 de febrero de 2006).